

DIE INTERINDIVIDUELLE VARIABILITÄT DER OBERFLÄCHEN-
ELEKTROMYOGRAPHISCHEN AKTIVITÄTSVERTEILUNG VON M. MASSETER UND
M. TEMPORALIS WÄHREND DES KAUVORGANGS

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades

doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

**vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Schiller-Universität Jena**

von Maria Sahib geb. Gerstberger

geboren am 06.10.1988 in Bautzen

Gutachter

1. PD Dr. Nikolaus P. Schumann, Jena
2. PD Dr. Michael Eiselt, Jena
3. Prof. Dr. Stefan Kopp, Frankfurt am Main

Tag der öffentlichen Verteidigung: 05.06.2018

DIE INTERINDIVIDUELLE VARIABILITÄT DER OBERFLÄCHEN-	
ELEKTROMYOGRAPHISCHEN AKTIVITÄTSVERTEILUNG VON M. MASSETER UND	
M. TEMPORALIS WÄHREND DES KAUVORGANGS.....	
	1
1	Zusammenfassung.....
	1
2	Einleitung
	3
3	Problemstellung.....
	4
4	Einführung.....
	5
4.1	Aufbau und Funktion der Kaumuskulatur
	5
4.2	Kauakt
	9
4.3	Verwendung der Elektromyographie in der zahnmedizinischen Diagnostik und Forschung
	11
4.4	Oberflächen-elektromyographische Untersuchungsmethoden zur Analyse der
	Kaumuskulatur
	18
4.5	Die inter- und intraindividuellen Variabilität des menschlichen Kausystems.....
	19
5	Methode.....
	22
5.1	Untersuchungsmethoden
	22
5.2	Statistische Methoden.....
	26
6	Ergebnisse
	35
6.1	Ergebnisse der Prüfung auf Normalverteilung
	35
6.2	Die einfaktorielle Varianzanalyse und der T-Test für abhängige Stichproben
	37
6.3	Statistische Darstellung der Veränderung des topographischen EMG-Verteilungsmusters
	innerhalb des rechten M. temporalis
	39
6.4	Die Effektstärke und der T-Test für gepaarte Stichproben.....
	46
6.5	Effektstärke
	48
7	Diskussion
	69
7.1	Normalverteilung.....
	69
7.2	Bonferroni-Korrektur
	71
7.3	Vergleich der einfaktoriellen Varianzanalyse mit dem T-Test für abhängige Stichproben ..
	72
7.4	Veränderungen des EMG-Aktivitätsmusters innerhalb des rechten M. temporalis
	73
7.5	Die Effektstärke und der T-Test für gepaarte Stichproben.....
	76

7.6	Effektstärke beim Vergleich unterschiedlicher Testnahrungen.....	77
7.7	Einteilung der Effektstärkendiagramme des M. masseter der Balanceseite.....	81
7.8	Effektstärkendiagramme von Arbeitsseite und Balanceseite des Vergleiches zwischen Brot und Fleisch	82
7.9	Vergleich von Arbeitsseite und Balanceseite während eines Kauaktes am Beispiel der Testnahrung Nuss	83
7.10	Zeitweise außerhalb der Kurvenschar verlaufenden Effektstärkengraphen beim M. masseter und M. temporalis.....	87
7.11	Berechnung der Effektstärke für abhängigen und unabhängigen Stichproben.....	89
7.12	Zeitnormierung	91
7.13	Die wesentlichen Erkenntnisse aus der Studie	93
8	Ausblick.....	95
9	Literatur- und Quellenverzeichnis.....	96
10	Anhang	101
10.1	Danksagung	101
10.2	Ehrenwörtliche Erklärung	102

1 Zusammenfassung

Das orofaziale System des Menschen zeigt eine inter- und intraindividuelle Variabilität. Funktionelle Störungen im orofazialen System können sich auf den Kauvorgang auswirken und führen beispielsweise zu Schmerzen oder Abweichungen bei der Unterkieferbewegung (Hugger et al. 2008). Um solche Funktionsstörungen charakterisieren zu können, wurden zunächst bei 25 gesunden Probanden der Musculus masseter und der Musculus temporalis beidseits mittels der Viel-Kanal-Oberflächen-Elektromyographie (EMG-Interferenzmapping) untersucht. Die Kaumuskulatur ist morphofunktionell in motorische Einheiten untergliedert, deren topographische EMG-Aktivitätsmuster sich mit dem EMG-Interferenzmapping kennzeichnen lassen (Scholle et al. 1992). Mit der Methode sind intramuskuläre Unterschiede in der myoelektrischen Aktivität während eines Kauaktes darstellbar (Schumann et al. 1991).

Die monopolare EMG-Registrierung erfolgte simultan mit 62 EMG-Oberflächenelektroden (16 Messelektroden: rechter M. masseter, linker M. masseter, rechter M. temporalis; 13 Messelektroden: linker M. temporalis; 1 Messelektrode: M. digastricus venter anterior). Gekaut wurden in Größe und Form definierte Probenkörper der Testnahrungsmittel Haselnuss, Möhre, Brot, Fleisch, Knäckebrötchen und Kaugummi, die sich in Form und Konsistenz unterschieden und differente Anforderungen an das Kausystem stellen. Die registrierten EMG-Kurven wurden 20 Hz hochpass-gefiltert, anhand eines Beschleunigungssignals in Kauakte unterteilt und mittels Berechnung der Root-Mean-Square (RMS, Zeitfenster von 25 ms) quantifiziert. Aus den RMS-Kurven der aufeinander folgenden Kauakte wurden durch Mittelung mittlere EMG-RMS-Kauaktprofile gebildet. Dabei erfolgte auch eine Zeitnormierung aller Kauaktkurven auf jeweils 100 Relativzeitpunkte.

Mit dem Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest wurden die vorliegenden Daten auf Normalverteilung geprüft. Da die Daten der EMG-Registrierung bis auf wenige Ausnahmen normalverteilt waren, waren parametrisch-statistisch Prüfverfahren zulässig.

Dynamische EMG-Interferenzmaps der Kaumuskulatur (Engel 2010) zeigten im Verlauf des mittleren Kauaktes Verlagerungen der EMG-Aktivitätsareale innerhalb des M. masseter und M. temporalis. Diese Kennzeichnungen intramuskulär topographisch zuzuordnender EMG-Aktivitätsverlagerungen wurden in dieser Arbeit einer detaillierten statistischen Prüfung unterzogen. Mittels einfaktorieller Varianzanalyse konnten statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Elektrodenpositionen des M. temporalis nachgewiesen werden.

Damit zeigt der M. temporalis über den gesamten Kauakt Veränderungen der EMG-Aktivität zwischen den Muskelarealen in Abhängigkeit von der Phase der Kieferbewegung.

Darüber hinaus wurden die EMG-Aktivitäten von M. masseter und M. temporalis an unterschiedlichen Elektrodenpositionen zwischen den Testnahrungen, sowie zwischen der Arbeitsseite und der Balanceseite (Seite auf der gekaut wird und deren Gegenseite) verglichen. Neben signifikanten Unterschieden zwischen den Stichproben wurde auch die Effektstärke entlang des Kauaktverlaufes dargestellt, um die Relevanz der Unterschiede zu belegen. Die Effektstärke korrelierte nicht ausschließlich mit dem Mittelwertsunterschied der mittleren EMG-Amplituden, sondern wurde zusätzlich vom Ausmaß der Streuung beeinflusst.

Beim Vergleich der Testnahrungen zeigten die Kauaktkurven der Effektstärke unterschiedliche Verläufe. Dabei folgten die Effektstärkengraphen einerseits dem Kurvenverlauf der mittleren EMG-Amplituden, verliefen andererseits entgegengesetzt zu diesen oder zeigten keinen Bezug zum Kurvenverlauf der mittleren EMG-Amplituden. Auch verliefen einige Effektstärkengraphen zeitweise außerhalb der Kurvenschar. Beim Vergleich zwischen Arbeits- und Balanceseite wurden beim M. temporalis überwiegend kleine Effekte und beim M. masseter überwiegend große Effekte zwischen den Kauseiten nachgewiesen.

Viele der Unterschiede sind darauf zurückzuführen, dass die zentralnervösen Erregungen der Kaumuskulatur individuell angepasst, an die entsprechenden nahrungsspezifischen Beanspruchungen, erfolgen. Diese Anpassungsprozesse sind möglich durch die differenzierte Aktivierbarkeit der Kaumuskellareale (Hugger et al. 2006), d. h. durch regionale Rekrutierung und Derekrutierung motorischer Einheiten sowie durch Zu- und Abnahme der Erregungsfrequenz arbeitender motorischer Einheiten (Farella et al. 2002). Beim Vergleich zwischen den Kauseiten zeigte der M. masseter in seiner Aktivierung eine starke Abhängigkeit von der Arbeitsseite oder von der Balanceseite, während der M. temporalis nicht nur für die Kraft, sondern auch für die Balance der Unterkieferbewegung zuständig ist und deshalb auf beiden Kauseiten gleichermaßen beansprucht wird.

Diese Arbeit diene der statistischen Kennzeichnung topographischer EMG-Verteilungsmuster der Kaumuskulatur an einer Gruppe gesunder Probanden. Zukünftig können vergleichende Untersuchungen zwischen gesunden Probanden und Patienten mit Funktionsstörungen im orofazialen System, wie der Craniomandibulären Dysfunktion, oder mit Zahn- und Kieferfehlstellungen mittels Viel-Kanal-Oberflächen-Elektromyographie durchgeführt werden. Dabei ist die Effektstärke hilfreich, um die Bedeutung der gefundenen Unterschiede einzuschätzen.

2 Einleitung

Jeder Mensch ist einzigartig. Dabei zeigt der Mensch in vielerlei Hinsicht eine ausgeprägte inter- und intraindividuellen Variabilität, wie beispielsweise Heyn et al. (2013) anhand der Methylierung der menschlichen DNA demonstrierten. Die inter- und intraindividuelle Variabilität betrifft auch auf das Kausystem. Die anatomischen Gegebenheiten, wie die Anzahl und die Lage der Kaumuskeln, sind annähernd gleich (Aumüller et al. 2007). Jedoch variieren die Muskeln in ihrer Ausprägung beispielsweise in Abhängigkeit vom Geschlecht (Willson et al. 2012). Aber auch die Verknüpfungen im Kortex, die afferenten und efferenten Erregungsleitungen sowie die Anzahl der motorischen Einheiten im Muskel sind zwischen den Individuen nicht identisch. Interindividuelle funktionelle Unterschiede ergeben sich ebenfalls durch die Bevorzugung einer Kauseite, durch die Länge des Kauzykluses bis zum Schlucken oder dadurch wie die Kaumuskulatur jedes Probanden durch die Auswahl der täglich konsumierten Nahrung trainiert ist (Hugger et al. 2006, Deutzmann et al. 2012).

Es liegen viele Aspekte vor, durch die sich Individuen unterscheiden. Letztendlich sind die Aufgaben des Kausystems, das Zerkleinern und Vorbereiten der Nahrung für die Verdauung, bei jedem Individuum gleich. Dabei können funktionelle Störungen im Kausystem, die sich beispielsweise durch Schmerzen in der Kaumuskulatur oder den Kiefergelenken äußern (Dib et al. 2015), Grund für die Variabilität zwischen den Individuen sein. Kiefergelenksgeräusche, wie ein Knacken oder das Knirschen mit den Zähnen können als Anzeichen für funktionelle Störungen bzw. für Fehlfunktionen des Kausystems betrachtet werden (Mazzeto et al. 2009).

Um Störungen der Kaufunktion auf den Grund gehen zu können, muss zunächst die Funktion der Kaumuskulatur bei gesunden Menschen untersucht werden. Daher wurden an 25 gesunden Probanden die Kaumuskeln M. masseter und M. temporalis bilateral mithilfe der 64-Kanal-Oberflächen-Elektromyographie (spektrales EMG-Interferenzmapping) untersucht und die daraus ermittelten EMG-Daten statistisch aufgearbeitet. Bisherige Studien haben nur den Verlauf der mittleren EMG-Amplitude im Zeitintervall des Kauaktgipfels analysiert, die topographische EMG-Aktivitätsverteilung des M. masseter und M. temporalis sowie dessen zeitliche Änderung beschrieben (Engel 2010) und die Arbeits- mit der Balanceseite verglichen (Arnold 2013). Um eine umfassende Darstellung beziehungsweise Charakteristik der Muskelfunktion beim Kauen zu ermöglichen und diese als Grundlage für die Kennzeichnung von Funktionsstörungen nutzen zu können, ist eine topographisch orientierte Analyse der Verlaufsdynamik myoelektrischer Aktivitäten über die vollständige Kauaktdauer erforderlich.

3 Problemstellung

Mittels Oberflächenelektromyographie wurde bereits nachgewiesen, dass bei der Erregung der Kaumuskulatur Unterschiede zwischen verschiedenen Probandengruppen (Schumann et al. 1988a), Testnahrungen (Engel 2010) und den Kauseiten (Schumann und Nebrich 1985, Arnold 2013) vorliegen. Doch bei bisherigen Untersuchungen wurde entweder eine geringe Anzahl an Messelektroden verwendet (Dib et al. 2015) oder die Analyse der mittleren EMG-Amplituden bezog sich nur auf ausgewählte Kauaktbereiche (Engel 2010). Um eine genauere Einsicht in die Erregungsmuster der Kaumuskulatur zu erhalten, sollte der mittlere EMG-Kurvenverlauf des gesamten mittleren Kauaktprofils auf Basis der Viel-Kanal-Oberflächen-Elektromyographie analysiert werden. Von besonderem Interesse ist unter anderem, ob sich die Kurven der mittleren EMG-Amplituden bei verschiedenen Testnahrungen oder Kauseiten auch im Zeitintervall von niedrigen EMG-Aktivitäten (z.B. Kieferöffnungsbewegung) statistisch unterscheiden und wie groß die Unterschiede zwischen den mittleren EMG-Amplituden im gesamten Kauakt sind.

Dynamische EMG-Interferenzmaps des M. masseter und M. temporalis bilden Veränderungen des topographischen EMG-Aktivitätsverteilungsmusters ab (Schumann et al. 1994, Engel 2010). Bei diesen visuell topographisch dargestellten Aktivitätsänderungen sollte geprüft werden, inwieweit den EMG-Interferenzmaps statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Elektrodenpositionen (EMG-Aktivitätsstufen) zugrunde liegen.

Für zukünftige Vergleiche zwischen gesunden Probanden und Patienten mit Funktionsstörungen sollte geprüft werden, ob diese mit Hilfe der Effektstärke für unabhängige Stichproben durchführbar sind. Schließlich ist die direkte Gegenüberstellung von Ergebnissen mit abhängigen Stichproben mit anderen Untersuchungen nur bedingt möglich (Rasch et al. 2010a).

4 Einführung

4.1 Aufbau und Funktion der Kaumuskulatur

Für die Anwendung des EMG-Interferenzmappings stellt die Kenntnis über den Aufbau und auch die Funktion der Kaumuskulatur eine wichtige Grundlage dar.

Zu der Kaumuskulatur werden der *Musculus masseter*, *Musculus temporalis*, *Musculus pterygoideus medialis* und *Musculus pterygoideus lateralis* gezählt. Diese Muskeln sind gemeinsam mit weiteren Muskelgruppen für die Bewegung des Unterkiefers und somit für den Kauakt zuständig.

Die Kaumuskulatur gehört zur Skelett- bzw. quergestreiften Muskulatur. Eine Skelettmuskelfaser ist eine vielkernige Riesenzelle mit einem Durchmesser von 10-100 µm, deren typische Querstreifung mithilfe eines Polarisationsmikroskops erfasst werden kann. Die Muskelfaser enthält Myofibrillen. Diese sind aufgebaut aus Aktin- und Myosinfilamenten. Durch gemeinsame Interaktion bewirken sie eine Kontraktion der Muskelfaser. (Aumüller et al. 2007)

Histochemisch betrachtet werden die Muskelfasern in unterschiedliche Fasertypen eingeteilt. Man unterscheidet unter anderem die dickeren, langsam kontrahierenden Typ-I-Fasern mit wenig myofibrillären ATPase und hohen Konzentrationen an mitochondrialen Enzym und die dünneren schnell kontrahierenden Typ-II-Fasern. Diese sind reich an myofibrillärer ATPase und moderater (langsam ermüdender Typ IIA) bis geringer (schnell ermüdender Typ IIB) Menge an mitochondrialem Enzym. Die intermediären Typ-IM-Fasern zeigen moderate Mengen an myofibrillärer ATPase und mitochondrialem Enzym. (Hugger et al. 2006)

Erfolgt eine Betrachtung der Muskelfasern der Kaumuskulatur bezüglich ihrer histochemischen Eigenschaften gegenüber denen der Extremitätenmuskulatur, so lassen sich erhebliche Unterschiede feststellen. Wie in Abbildung 1 dargestellt, besitzen die Muskelfasern der Kaumuskulatur einen großen Anteil an Typ-I-Fasern und einen kleinen Anteil an Typ-II und Typ-IM-Fasern. Die Extremitätenmuskulatur weist dagegen ein ausgeglichenes Verhältnis von Typ-I zu Typ-II-Fasern auf (Hugger et al. 2006).

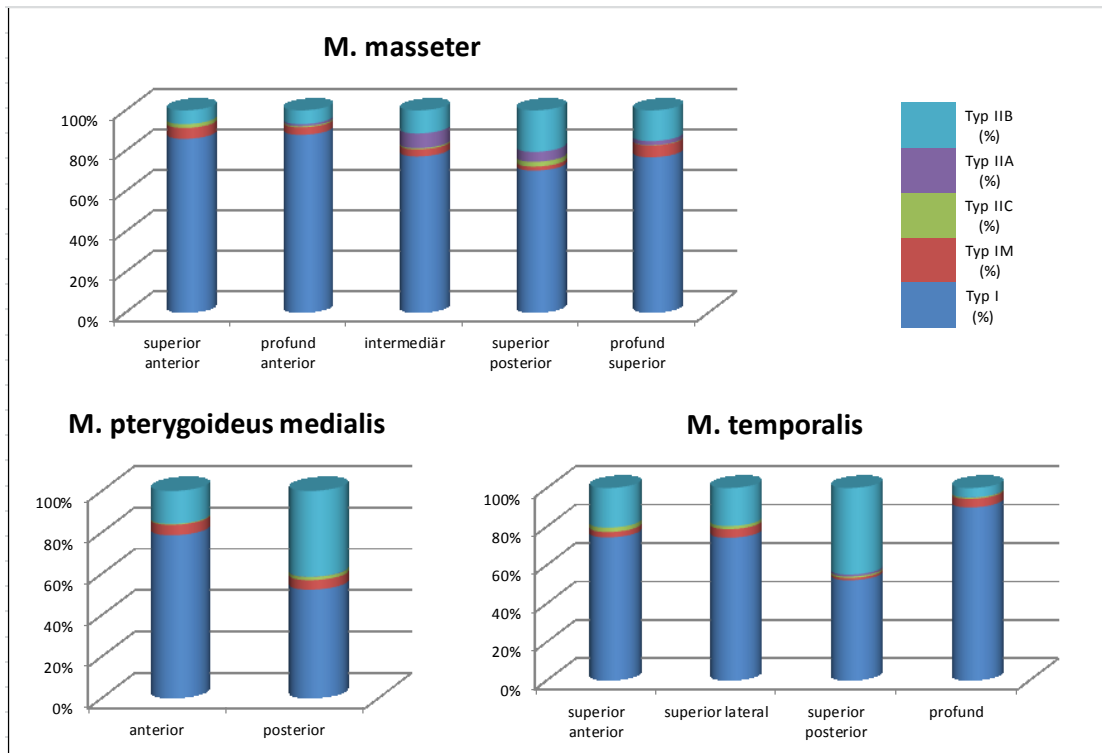


Abbildung 1: Darstellung der Anteile der Muskelfasertypen in den jeweiligen Muskelabschnitten des M. masseter, M. temporalis und M. pterygoideus medialis nach Ergebnissen von Eriksson und Thornell (1983)

In Abbildung 1 wird deutlich, dass die Anteile der Fasertypen nicht nur zwischen den Kaumuskeln sondern auch innerhalb eines einzelnen Muskels variieren und somit Bereiche mit unterschiedlichen Aktivierungseigenschaften innerhalb des Muskels erwarten lassen. Besonders zeigt sich dies innerhalb des M. temporalis beim Vergleich zwischen dem superior-posterioren und dem profunden Muskelanteil.

In Kaumuskelfasern konnten, im Gegensatz zu den Muskelfasern der Gliedmaßen, verschiedene Formen der schweren Myosinketten nachgewiesen werden. Diese sind für eine breite Spanne der Kontraktionsgeschwindigkeiten von maßgeblicher Bedeutung (Hugger et al. 2006, Osterlund et al. 2013). Wird nun die Verteilung der Muskelfasern betrachtet, so weist die Extremitätenmuskulatur ein Mosaikmuster mit Vermischungen unterschiedlicher histochemischer Fasertypen auf, wohingegen die Fasern der Kaumuskulatur eine Gruppierung der einzelnen Fasertypen in Faszikeln mit zugehörigen Motoneuronen zeigen (Osterlund et al. 2011, Stalberg et al. 1986).

Die Erregung der Muskulatur erfolgt über die motorische Nervenfasern der Nervenzellen (Motoneurone). Die Nervenfasern, beziehungsweise Axone, bilden am Ende baumartige Verzweigungen. Je ein Ast des Axons innerviert eine motorische Endplatte einer Muskelfaser.

Wird ein Motoneuron erregt, erfolgt die Weiterleitung der Erregung über das Axon in alle dazugehörigen Muskelfasern mit anschließender Kontraktion dieser Muskelfasern. Ein Alpha-Motoneuron mit seinem peripheren Axon und allen von ihm innervierten Muskelfasern wird als motorische Einheit bezeichnet (Denny-Brown und Sherrington 1928, Kahle und Frotscher 2005).

Die Motoneuronen der Kaumuskulatur innervieren weniger Muskelfasern als die der Extremitätenmuskulatur (Hugger et al. 2006). Dadurch überdecken die Muskelfasern einer motorischen Einheit der Kaumuskulatur im Gegensatz zur Extremitätenmuskulatur relativ kleine Territorien. Die Motoneuronen können selektiv aktiviert werden, was zu einem regional differenzierten Aktivierungsmuster führt und eine adäquate Anpassung des Muskels an die motorischen Anforderungen ermöglicht (Schumann et al. 1991, Hugger et al. 2006, Engel 2010). Daraus folgt, dass abhängig von der Anzahl der aktivierten motorischen Einheiten die Bewegung feinstufiger ist (Aumüller et al. 2007). Dadurch ist innerhalb der Kaumuskulatur eine differenziertere Erregung und damit auch Bewegung des Unterkiefers im Gegensatz zur Extremitätenmuskulatur möglich (Hugger et al. 2006). Diese funktionsabhängigen Varianten der Unterkieferbewegung lassen sich als topographische EMG-Verteilungsmuster des M. masseter und M. temporalis mithilfe des spektralen EMG-Interferenzmapping darstellen (Schumann et al. 1988b).

Die Steigerung der Kontraktionskraft der Kaumuskulatur erfolgt über die zusätzliche Rekrutierung von motorischen Einheiten und/oder die Erhöhung der Erregungsfrequenz von bereits aktivierten motorischen Einheiten. Eine einzelne motorische Einheit der Kaumuskulatur kann eine Kraft von 0,01 N bis über 0,3 N aufbringen. (Hugger et al. 2006)

Dieser funktionell-anatomische Aufbau der Kaumuskulatur ist die Grundlage für die einzelnen Erregungsareale innerhalb der Muskeln, die durch das EMG-Mapping dargestellt werden können.

Da bei dieser Untersuchung besonders auf die Motorik des M. masseter und M. temporalis eingegangen wird, werden diese beiden Muskeln im nachfolgenden genauer betrachtet.

4.1.1 Musculus masseter

Der Musculus masseter des Menschen umfasst ungefähr 1452 motorische Einheiten. Dabei gehören im Durchschnitt 640 Muskelfasern zu einer motorischen Einheit (Schumacher 1961).

Der Ursprung des M. masseter liegt am Arcus zygomaticus und der Ansatz am Tuberositas masseterica des Angulus mandibulae. Der M. masseter besteht aus einer oberflächlichen schräg von kranial nach kaudal verlaufenden Pars superficialis und einer tiefen dazu senkrecht stehenden Pars profunda. Der M. masseter wird motorisch über den Nervus massetericus vom N. mandibulare dem dritten Ast des N. trigeminus innerviert (Lippert 2000).

Zusammen mit dem M. temporalis und dem M. pterygoideus medialis ist der M. masseter für die Kieferschließbewegung, die Adduktion, verantwortlich. Mithilfe der Pars superficialis kann eine Vorschubbewegung des Unterkiefers, Protrusion, bewirkt werden. Durch die Kontraktion der Pars profunda ist eine Seitwärtsbewegung des Unterkiefers (Laterotrusion) möglich (Schumann et al. 1992, Schumann et al. 1994, Liem 2003). Gemeinsam mit dem M. pterygoideus medialis bildet der M. masseter eine Muskelschlinge (Schumann et al. 1994, Aumüller et al. 2007). Die höchste Kraftentwicklung zeigt sich beim Zusammenpressen der Zähne in der Interkuspidation und die niedrigste bei der Laterotrusion, der Retrusion und der maximalen Mundöffnung (Hugger et al. 2006). Je nach Bewegungsablauf können unterschiedlich viele motorische Einheiten rekrutiert werden. Bei feinen Muskelbewegungen werden kleine Areale motorischer Einheiten und bei maximalem Kieferschluss wiederum große Regionen des Muskels aktiviert (Stalberg und Eriksson 1987).

4.1.2 Musculus temporalis

Der Musculus temporalis des Menschen umfasst ungefähr 1331 motorische Einheiten mit jeweils 936 Muskelfasern (Schumacher 1961, Hugger et al. 2006). Der Ursprung des fächerförmigen Muskels liegt an der Linea temporalis der Squama ossis temporalis und des Os parietale und der Ansatz am Processus coronoideus mandibulae. Der M. temporalis wird von einer derben Fascia temporalis profunda bedeckt, die sich in zwei Blätter, der Lamina

superficialis und Lamina profunda, spaltet. Die Innervation erfolgt über die Nn. temporales profundi des N. mandibularis, einem Hauptast des N. trigeminus. (Aumüller et al. 2007)

Der M. temporalis wird in einen anterioren, mediale und posterioren Bereich geteilt, welche je nach der auszuführenden Bewegung unterschiedlich starke EMG-Aktivitäten aufweisen. Dabei stellte der mediale Anteil die am häufigsten rekrutierte und der posteriore Teil die am wenigsten aktive Muskelregion bei einer Bewegung dar (Blanksma und Van Eijden 1990).

Die größte Kraftentwicklung zeigt der M. temporalis in der Adduktionsbewegung und wird hauptsächlich von den anterioren Muskelfasern durchgeführt. Der tiefe mediale Abschnitt des Muskels zieht den Unterkiefer zusätzlich nach vorn und führt somit eine Protrusionsbewegung durch. Die posterioren horizontal verlaufenden Fasern des M. temporalis bewirken das Zurückziehen des Unterkiefers, also eine Retraktionsbewegung. Dabei sind diese Muskelanteile ebenfalls während der Kieferschließbewegung aktiv und fungieren als Haltefasern (Dos Santos 1988). Die posterioren retrahierenden Fasern des M. temporalis und der M. pterygoideus lateralis, welcher eine Protrusionsbewegung durchführt, sind Antagonisten und ermöglichen durch ihre gegensätzliche Wirkung eine Kontrolle der Lage des Kondylus in der Fossa mandibularis (Benninghoff und Drenckhahn 2008).

Die Veränderung der aktiven Areale innerhalb des Muskels während der Kieferöffnungs- und Kieferschließbewegung werden in dieser Arbeit unter Kapitel 6.3 eingehender betrachtet.

4.2 Kauakt

Mehrere Kauakte bilden gemeinsamen einen Kauzyklus, der von der Nahrungsaufnahme bis zum Schlucken reicht. Die einzelnen Kauakte sind rhythmische Kaubewegungen von Okklusionskontakt bis erneutem Okklusionskontakt mit einer Dauer von 0,6-0,8 Sekunden. (Hugger et al. 2006) Diese Bewegungen laufen willkürlich, wenn auch weitgehend unbewusst, ab. Durch den Berührungsreiz der Nahrung wird eine reflektorische Kaubewegung gestartet (Schmidt et al. 2010).

Zu Beginn des Kauzyklus wird die Nahrung mit den Schneidezähnen abgebissen und zwischen die Seitenzähne der Arbeitsseite transportiert (Hugger et al. 2006). Dabei erreichen die Schneidezähne eine Kraft von 100-250 N (Schmidt et al. 2010). Laut Schmidt et al. (2010) folgt danach durch Mahl- und Reibbewegungen die Zerkleinerungsperiode mithilfe der

Prämolaren und Molaren, wobei Kaukräfte von 300 N bis 650 N erreicht werden. Bei maximalem Kieferschluss kann eine Kraft von bis zu 1900 N auf die Molaren gebracht werden (Schmidt et al. 2010).

Während der Zerkleinerungsperiode wird der Mund geöffnet, indem sich die Mandibula nach vorn unten entlang einer midsagittalen Bahn bewegt. In einer frühen bzw. schnellen Schließbewegung wird der Inzisalpunkt, Berührungspunkt der Schneidekanten der mittleren unteren Inzisiven, nach lateral ausgelenkt. Auf der Arbeitsseite bewegt sich der Kondylus nach hinten oben in die Fossa mandibularis und auf der Balanceseite nach vorn unten und innen. Es folgt eine langsame Schließphase, während dieser die Nahrung durchdrungen wird. Der Inzisalpunkt bewegt sich nun, geführt durch den zurückgleitenden Kondylus der Balanceseite, in den Bereich der habituellen Interkuspidation, der gewohnheitsmäßigen Lage der statischen Okklusion, zurück. Der Kondylus der Arbeitsseite gleitet etwas nach vorn unten in seine ursprüngliche Startposition zurück. Dieser Kauakt wird wiederholt, bis die Nahrung seine Schluckfähigkeit erreicht hat (Moller 1966). In der nachfolgenden Periode wird die Mundhöhle gereinigt und der Bolus für das Schlucken geformt (Hugger et al. 2006).

Beim Zerkauen von Nahrungen verhindern verschiedene Mechanismen das Zusammenschlagen der Zähne beim plötzlichen Auseinanderbrechen der Nahrung (Turker 2002). Diese umfassen die mechanischen Eigenschaften der Kieferschließmuskulatur, wie deren Elastizität und das Verhältnis von Geschwindigkeit zu Spannung während der Bewegung (Slager et al. 1997). Auch kommt es zu einer Versteifung der antagonistischen Kieferöffnungsmuskulatur während der Unterkieferschließbewegung (Turker 2002). Zusätzlich verhindert der Kieferentlastungsreflex das Aufeinanderschlagen der Zähne beim plötzlichen Durchbeißen der Nahrung. Beim Zusammenbeißen erhalten die Kieferschließer ein erregendes Feedback-Signal über die eigenen Muskelspindeln, den Nucleus mesencephalicus und einem efferenten motorischen Neuron aus dem motorischen Kern des Trigeminus. Gleichzeitig werden die efferenten motorischen Neurone der Kieferöffner über Interneurone aus dem Nucleus mesencephalicus gehemmt (Lund 1991). Beim Durchbeißen der Nahrung sinkt infolge der Entlastung der Kieferschließmuskulatur die Aktivität der Muskelspindeln, wodurch das positive Feedback für die Kieferschließer und das negative Feedback über die Interneurone für die Unterkieferöffner wegfällt (Lund 1991, Hugger et al. 2006). Im Zusammenspiel mit den beschriebenen mechanischen Eigenschaften der Kiefermuskulatur und der verminderten muskulären Erregung der Kieferschließer kommt es zu einer Verlangsamung der Kieferschließbewegung nach 8-9 ms (Turker und Jenkins 2000). Die Aktivierung der Kieferöffnungsmuskulatur folgt nach 20-40 ms (Hugger et al. 2006).

4.3 Verwendung der Elektromyographie in der zahnmedizinischen Diagnostik und Forschung

Die Elektromyographie findet in vielen Bereichen der Medizin eine breite Anwendung. Sie dient der Charakteristik der neuronalen Erregung der Muskulatur (Farina et al. 2014). So lassen sich beispielsweise Unterschiede bei der Aktivierung der Muskulatur zwischen Schmerzpatienten und gesunden Probanden kennzeichnen (Grassme et al. 2005). Auf dem Gebiet der Zahnmedizin wird das EMG ebenfalls verwendet.

Elektromyographie in der prothetischen Zahnmedizin

Das Ziel der zahnärztlichen Prothetik ist die orale Rehabilitation des Patienten. Dies wird durch die Eingliederung von Kronen, Brücken oder abnehmbaren Zahnersatz erreicht (Jüde et al. 1996).

Durch eine prothetische Versorgung wird auf das gesamte Kausystem, einschließlich der Kaumuskulatur, Einfluss genommen. Mithilfe der Elektromyographie wird in der zahnärztlichen Prothetik untersucht, wie die Funktion des Kausystems durch den eingegliederten Zahnersatz beeinflusst wird und die Behandlung der Patienten verbessert werden kann (Hugger et al. 2008). Untersuchungen konnten ebenfalls zeigen, dass die myoelektrische Kaumuskelaktivität stark von der Größe des prothetischen Zahnersatzes abhängt (Alajbeg et al. 2005). Desweiteren wurde untersucht, wie die Kaumuskulatur reagiert, wenn die physikalische Retention, der Halt einer abnehmbaren Totalprothese, verloren geht. Dabei wurde festgestellt, dass es zu einer sofortigen Erhöhung der EMG-Aktivität der Kaumuskulatur kommt (Muller et al. 2002). Die funktionellen Auswirkungen von schleimhautgetragene Totalprothesen im Oberkiefer und implantatgetragene Totalprothesen im Unterkiefer wurden ebenfalls beim Patienten mittels EMG verglichen. Es wurden keine signifikanten Unterschiede auf die Kraftentwicklung festgestellt. Die Silent Periods (kurzfristige Hemmphasen der EMG-Muskelaktivität) waren jedoch bei implantatgetragenen Totalprothesen deutlich kürzer als bei schleimhautgetragenen Totalprothesen, was im Sinne einer Verbesserung der Bewegungskoordination und des Kauvermögens des Patienten diskutiert wurde (Tschernitschek et al. 1999). Die Implantatprothetik hat in den vergangenen Jahren immer mehr an Bedeutung für die Versorgung der Patienten gewonnen. Um den Einfluss von Implantaten auf das stomatognathe System zu untersuchen, haben Alam et al. (2015) implantattragende Patienten mit vollbezahnten Patienten ohne implantatgestützte

Versorgungen verglichen. Während der Kaubewegung konnten keine Unterschiede zwischen den beiden Gruppen anhand der elektromyographischen Kurven von M. masseter und M. temporalis festgestellt werden.

Bei der klinischen Funktionsuntersuchung wird die Kau-, Kopf- und Halsmuskulatur palpiert. Ist die Kaumuskulatur palpationsempfindlich, so stellt dies ein Leitsymptom für Funktionsstörungen im stomatognathen System dar (Strub et al. 2011). Der M. pterygoideus lateralis ist aufgrund seiner anatomischen Lage schwer erreichbar. Stelzenmueller et al. (2016) konnten EMG-unterstützt nachweisen, dass unter genauer Kenntnisnahme der anatomischen Gegebenheiten eine intraorale Palpation mit dem Finger möglich ist.

Die Elektromyographie wurde im Bereich der Prothetik auch zur Untersuchung der Wirksamkeit der Schienentherapie und deren Einfluss auf das stomatognathe System verwendet. Es gibt verschiedene Schienenarten die sich in Form, Material und Zweck unterscheiden. Sie werden angewendet, um Zähne zu stabilisieren, die durch Trauma oder parodontale Erkrankungen gelockert sind und um die Zähne zu schützen, wie z. B. beim Sport oder bei besonders starker Beanspruchung wie bei Bruxismus-Patienten. Außerdem gibt es ebenfalls Myorelaxationsschienen, bei denen es durch die Erhöhung der vertikalen Kieferrelation zu einer veränderten Dehnung der Muskelspindeln und dadurch zu einer Aktivitätserniedrigung und Entspannung der Muskulatur kommt (Jüde et al. 1996).

Bruxismus-Patienten zeigen eine Hyperaktivität der Kaumuskulatur. Dieses Knirschen und Pressen der Zähne kann beispielsweise durch Myorelaxationsschienen therapiert werden (Strub et al. 2011). Bruxismus ist oftmals Ausdruck von chronischen Stresseinwirkungen auf den Patienten, wobei Schienen nur symptomatisch eingesetzt werden können und die Ursachen anderweitig behoben werden müssen.

Abekura et al. (2008) haben mithilfe des EMGs ermittelt, wie sich die Dicke (3-mm und 6-mm) einer Aufbissschiene auf nächtlichen Bruxismus auswirkt. Dabei ist die 3-mm Schiene der 6-mm Schiene vorzuziehen, da eine zu starke Sperrung der Okklusion zu Irritationen der Kaumuskulatur führen kann. Die Elektromyographie wurde auch in einer klinischen Vergleichsstudie verwendet, um die Messergebnisse des SensoBite-Systems zu bewerten (Vahle-Hinz et al. 2009). Das SensoBite-System ist in eine Okklusionsschiene integriert, die der Patient permanent trägt und erfasst, wann der Patient mit den Zähnen knirscht oder presst (Vahle-Hinz et al. 2009). Ein weiteres System zu Diagnostik von Bruxismus ist das EMG-basierte Bruxismus Recording-System. Anhand eines EMGs des M. masseter wurde das Recording-System evaluiert (Haketa et al. 2003).

Um genauere Erkenntnisse über Bruxismus zu erlangen, wurde die zeitliche Stressverarbeitung von Bruxisten und Nicht-Bruxisten mittels EMG verglichen. Die Probanden wurden einem Reiz-Reaktionstest unterzogen und emotionalen Videosequenzen ausgesetzt. Es zeigte sich, dass Nicht-Bruxisten mit ihrer Kaumuskulatur unmittelbar auf Stresseinwirkungen reagieren während Bruxisten erst verzögert mit nächtlichem Zähneknirschen den Stress verarbeiten (Görtz 2005). Eine rhythmische M. masseter-EMG-Aktivität konnte bei Bruxisten und Nicht-Bruxisten im Schlaf beobachtet werden. Bei beiden Gruppen waren die Schlafperioden ähnlich, jedoch wurde bei den Bruxisten eine höhere Anzahl der Muskelaktivitätsphasen festgestellt (Lavigne et al. 2001).

Das Krankheitsbild der craniomandibulären Dysfunktion (CMD) beziehungsweise der temporomandibulären Dysfunktion (TMD) äußert sich nicht nur in Knackgeräuschen in den Kiefergelenken oder Knirschen der Zähne, sondern auch durch Schmerzen und Funktionsstörungen im Kausystem (Dib et al. 2015). Schumann et al. (1988a) konnten beispielsweise mithilfe der Elektromyographie nachweisen, dass sich die EMG-Aktivitäten des M. masseter und M. temporalis zwischen der CMD-Patientengruppe und einer gesunden Kontrollgruppe unterscheiden. Wozniak et al. (2015) untersuchten in wieweit die Muskelaktivität des M. masseter und M. temporalis bei Patienten mit CMD und einem einseitigen Kreuzbiss im Vergleich zu einer gesunden Kontrollgruppe verändert ist. Dabei konnten bei der EMG-Aktivität des M. masseters keine Unterschiede zwischen den Gruppen festgestellt werden, wohingegen der M. temporalis bei den Patienten mit CMD und dem einseitigen Kreuzbiss eine erhöhte EMG-Aktivität zeigte (Wozniak et al. 2015).

Es gibt verschiedene Ansatzpunkte für die Therapie von Patienten mit craniomandibulärer Dysfunktion. Dib et al. (2015) untersuchten beispielsweise mithilfe der Elektromyographie, wie sich die Schmerzen von CMD-Patienten durch die computergestützte Korrektur der Okklusion durch das Einschleifen der Zähne therapieren lassen. Einen andere Therapieansatz zur Behandlung von TMD-Patienten stellt die Akkupunktur dar. Dafür untersuchten Grillo et al. (2015) die Effekte der Akkupunktur-Therapie auf den M. masseter und M. temporalis über die EMG-Registrierung. Schienen werden ebenfalls zur Therapie von Kiefergelenkserkrankungen eingesetzt. Zum Beispiel wurden die funktionellen Effekte der Aufbissschienen in maximaler Interkuspidation und in Zentrik mithilfe des EMGs verglichen, wobei keine großen Unterschiede zwischen den beiden Schienen festzustellen waren (Hamata et al. 2009). Eine weitere Studie hat die Wirkung von elastischen Aufbissschienen auf TMD-Patienten EMG-unterstützt analysiert und mit gesunden Probanden verglichen. Vor dem Einbringen der Schiene konnten signifikante Unterschiede zwischen den TMD-Patienten und

Probanden nachgewiesen werden. Nach dem Einsetzen der Schiene waren die Werte der beiden Gruppen jedoch ähnlich, woraus abgeleitet wurde, dass elastische Aufbissschienen ergänzend oder unterstützend zur Behandlung von Kiefergelenkserkrankungen eingesetzt werden können (Botelho et al. 2010). Zur Behandlung von Patienten mit temporomandibulären Dysfunktion wurden auch Schienen, die den Unterkiefer nach vorn verlagern, untersucht. Dabei konnten Tecco et al. (2008) im Vergleich zur unbehandelten Kontrollgruppe zeigen, dass bei Patienten mit eingesetzter Schiene die EMG-Aktivität der Kau-, Nacken- und Rumpfmuskulatur beeinflusst wird. Flache Aufbissschienen und Twin-Blöcke zur Behandlung von anterioren Verlagerungen des Discus mandibularis wurden ebenfalls mithilfe der EMG-Messung verglichen. Der Twin-Block zeigt bessere Therapieergebnisse als die Aufbissschiene. (Rohida und Bhad 2010) Ein Twin-Block ist ein kieferorthopädisches Funktionsgerät zur Korrektur falscher Bisslagen.

Elektromyographie in Bereichen der Kieferorthopädie

Die Kieferorthopädie ist die Lehre von der Erkennung, Verhütung und Behandlung von Dysgnathien (Kahl-Nieke 2010). Hier werden Zahnstellungen, Okklusion und das äußere Erscheinungsbild des Patienten maßgeblich beeinflusst. Deshalb ist es wichtig die Auswirkungen der kieferorthopädischen Behandlung auf die Kaumuskulatur beispielsweise mithilfe der Elektromyographie zu analysieren.

Jeder Patient ist in seiner Schädelform und Muskelausprägung einmalig. In der Kieferorthopädie werden die Patienten deshalb in verschiedene Gesichtsmuster (brachyfacial, mesofacial, dolichofacial) eingeteilt. Es wurde mittels Elektromyographie untersucht, ob es zu unterschiedlichen Kaumuskelaktivitäten des M. masseter und M. temporalis bei Probanden mit unterschiedlichen Gesichtsmustern kommt. Hierbei konnten keine Unterschiede festgestellt werden (Gomes et al. 2010, Vianna-Lara et al. 2009). Auch wurden Patienten, die in kieferorthopädischer Behandlung waren, mit nicht behandelten Patienten bezüglich neuromuskulärer Veränderungen verglichen. Dabei konnten ebenfalls keine Unterschiede zwischen den Patienten- und Probandengruppen nachgewiesen werden (Botelho et al. 2009).

In der Kieferorthopädie werden die Patienten einer Angel-Klasse zugeordnet (Kahl-Nieke 2010). Die Grundlage für diese Einteilung ist die Beziehung der Sechsjahrmolaren des Oberkiefers und Unterkiefers zueinander. Bei der Klassifizierung nach Angel besteht bei Klasse I eine neutrale, bei Klasse II eine distale und bei Klasse III eine mesiale Beziehung der unteren Sechsjahrmolaren zu den oberen (Kahl-Nieke 2010). Bei Patienten mit Angel Klasse

II wurde mithilfe des EMGs untersucht, wie sich die Muskelaktivität des M. masseter und M. temporalis durch die Behandlung mit funktionstherapeutischen Geräten, sog. Aktivatoren, verändert (Erdem et al. 2009). Es konnte ebenfalls nachgewiesen werden, dass eine kieferorthopädische Behandlung die Muskelaktivität des M. orbicularis oris beeinflusst (Ambrosio et al. 2009).

Eine Dysgnathie wirkt sich auf das gesamte Kausystem einschließlich der Kaumuskulatur aus. Um die Auswirkungen zu erfassen, wurde der M. masseter und der M. temporalis bei Kindern mit einem skelettal-offenen Biss, dentoalveolären offenen Biss und normal okkludierende Kinder mittels EMG verglichen. Zwischen allen drei Gruppen konnten signifikante Unterschiede festgestellt werden (Ciccone de Faria Tdos et al. 2010). Eine weitere Untersuchung hat sich damit beschäftigt, wie ein unilateraler Kreuzbiss bei Kindern, im Vergleich zu Kindern mit Normokklusion, die Kaumuskelaktivität beeinflusst. Dabei zeigte nur die Gruppe der normal okkludierenden Kinder eine ausgewogene EMG Aktivität des M. temporalis und M. masseter (Andrade Ada et al. 2010).

Die Lage der Zähne kann sich während des gesamten Lebens ändern. Vor allem im Wachstum kann es dabei zu Verschiebungen der Zähne kommen. Mittels Elektromyographie wurde untersucht, wie die Oberkiefer- und Unterkieferschneidezähne durch die Muskelspannung der Ober- und Unterlippe beeinflusst werden können. Die Studie ergab, dass es keinen Zusammenhang zwischen der EMG-Aktivität der Unterlippe und der Position der unteren Schneidezähne gibt (Kilic 2010).

Bei einem unphysiologischen Schluckmuster liegt die Zunge des Patienten am Mundboden. Dadurch fehlt der Wachstumsdruck für den Oberkiefer. Dieser entwickelt sich nicht ausreichend in die Breite und es kommt zu einem primären Engstand der Zähne im Oberkiefer (Kahl-Nieke 2010). Die Wirkung von Enveloppe Linguale Nocturne (ELN, ein kieferorthopädisches Funktionsgerät) zur Behandlung eines unphysiologischen Schluckmusters wurde elektromyographisch am M. masseter, M. temporalis, M. submentalialis und M. sternokleidomastoideus untersucht. Die Ergebnisse legten nahe, dass der ELN zur Rehabilitation eines atypischen Schluckmusters genutzt werden kann (Ciavarella et al. 2010).

Elektromyographie bei kranialen Schmerzen

Das Elektromyogramm wird ebenfalls zur Untersuchung von Schmerzen im Kopfbereich eingesetzt. So wurde beispielsweise der Zusammenhang zwischen den Muskeln, M. masseter und M. temporalis, und dem Spannungskopfschmerz und der Migräne mittels EMG

untersucht (Ebinger 2005, Ebinger 2006, Bodere und Woda 2008). Bodere und Woda (2008) haben analysiert, wie ein auf die Oberkiefer-Frontzähne aufgebrachter Aufbau die Migräne und CMD der Patienten beeinflusst. Generell ergibt sich durch die Elektromyographie die Möglichkeit, den Einfluss von Schmerzen im neuromuskulären System des Kopfes auf die Kaubewegung zu untersuchen (Hugger et al. 2008).

Das Kiefergelenk kann aus verschiedenen Gründen Schmerzen verursachen und dadurch die Kieferbewegung beeinflussen. Wang et al. (2004) haben beispielsweise untersucht, wie ein Lokalanästhetikum, in das schmerzende Gelenk injiziert, die elektromyographischen Aktivität des M. masseter und M. temporalis und den Kiefer-Dehnungsreflex beeinflussen. Die Ergebnisse der Patientengruppe legen nahe, dass die Reflexempfindlichkeit durch nozizeptive Aktivitäten im schmerzenden Gelenk verändert wird.

Eine weitere Studie konnte mittels EMG aufzeigen, dass sich Schmerzen im Sakroiliakgelenk auf die Muskelspannung der Kaumuskulatur auswirken und dadurch das stomatognathe System beeinflussen. Der Zusammenhang zwischen dem Sakroiliakgelenk und der Kaumuskulatur sollte bei der Ursachenfindung von Beschwerden im stomatognathen System mit beachtet werden (Stelzenmüller und Kopp 2010). Darüber hinaus wurde gezeigt, dass die Aktivität des M. pterygoideus lateralis durch Fehlhaltungen des Körpers beeinflusst werden kann (Yotsuya et al. 2009).

Weitere elektromyographische Untersuchungen im Mund-Kiefer-Gesichtsbereich

Beim Krankheitsbild der obstruktiven Schlafapnoe kommt es zur schlafbezogenen Atemstörung mit der Blockierung der Atemwege (Fietze und Weeß 2011). Patienten mit obstruktiver Schlafapnoe wurden mithilfe der Elektromyographie dahingehend untersucht, wie sich die Schlafstörungen durch das Vorverlagern des Unterkiefers mittels einer Schiene behandeln lassen und wie sich die Schiene auf den M. masseter und die submentalen Muskeln auswirkt. Bei leichten bis mittelschweren Fällen von obstruktiver Schlafapnoe zeigte sich eine Verbesserung durch die Schiene (Kurtulmus et al. 2009).

Andere Studien beschäftigen sich mit dem Einfluss der Ernährung von Neugeborenen auf die Entwicklung des M. masseters. Franca et al. (2014) haben dabei mithilfe der Elektromyographie gezeigt, dass dem Stillen der Neugeborenen gegenüber der Ernährung mit der Flasche in Bezug auf die Aktivität des M. masseters der Vorzug gegeben werden sollte. Zumal der M. masseter durch Kraftübertragung auf den Knochen während der Kontraktion das Wachstum der Mandibula beeinflusst (de Jong et al. 2011).

Das EMG wurde auch zur Beurteilung der Unterkieferbewegung nach einer ausgeheilten Kollumfraktur genutzt. Dabei konnte gezeigt werden, dass trotz einer guten Erholung der Gesamtbewegung des Unterkiefers, die EMG-Aktivitäten der Kau- und Nackenmuskulatur bei der Rotations- und Translationsbewegungen während der Unterkieferöffnungsbewegung verändert waren (Sforza et al. 2009).

Die Elektromyographie wird zur Diagnostik neuromuskulärer Erkrankungen eingesetzt (Schmidt et al. 2010). Dabei kommen neben den Oberflächenelektroden auch Nadelelektroden zum Einsatz. Die konzentrischen Nadelelektroden werden mit einer feinen Kanüle direkt in den zu untersuchenden Muskel gestochen (Speckmann et al. 2008). Patzner et al. (2004) haben beispielsweise mittels Nadel-EMG den Zusammenhang zwischen einer ipsilateralen Hirnstammläsion mit kernnahen supranukleären neuronalen Verbindungen und einer daraus resultierenden Kaumuskelschwächung erforscht. Mit dem Oberflächen-EMG wurden kosmetische und funktionelle Auswirkungen durch eine operative Reduzierung des M. temporalis zur Behandlung einer medialen Temporallappenepilepsie untersucht (Yasuda et al. 2010). Hassfeld und Meinck (1992) untersuchten beispielsweise über die Ableitung der elektrischen Potentiale des M. masseter und M. temporalis wie sich eine Schädigung des N. trigeminus auf die Kaumuskulatur auswirkt.

In bisherigen Untersuchungen wurde die Elektromyographie eingesetzt, um zu untersuchen, welchen Einfluss bestimmte Therapieverfahren auf die Funktion von M. masseter und M. temporalis haben. Dabei wurden auf die jeweiligen Muskeln nur ein bis zwei Oberflächenelektroden aufgebracht und geprüft, ob ein signifikanter Unterschied zwischen den Untersuchungsgruppen nachweisbar ist (Abekura et al. 2008, Ciccone de Faria Tdos et al. 2010, Stelzenmüller und Kopp 2010, Dib et al. 2015, Grillo et al. 2015). Blanksma und Van Eijden (1990) und Schumann et al. (1994) konnten nachweisen, dass sich bei der Bewegung der Kaumuskulatur verschiedenen Aktivitätsverteilungsmuster ergeben, weshalb die Ableitung über ein bis zwei Messelektroden nur eine ungefähre Abbildung über die jeweilige Muskelaktivität ergibt. Die Untersuchungen mittels 64-Kanal-Oberflächen-Elektromyographie von Engel (2010) und Arnold (2013) zeigen, dass sich einzelne Kauakte beim Zerkauen von unterschiedlichen Nahrungen voneinander unterscheiden. Dabei ist noch von Interesse, wie sich die topographischen Muskelaktivitätsmuster während des Kauaktverlaufes verändern und in welche Zeitintervalle die Unterschiede zwischen den Nahrungen fallen.

4.4 Oberflächen-elektromyographische Untersuchungsmethoden zur Analyse der Kaumuskulatur

Für die Analyse der Bewegungen der Kaumuskulatur werden im Folgenden zwei oberflächen-elektromyographische Untersuchungsmethoden dargestellt. Dabei handelt es sich zum einen um eine Elektrodenfolie nach Lapatki et al. (2004) und zum anderen um einzeln auf den Muskel aufgebrachte Messelektroden nach Scholle et al. (1992) und Schumann et al. (1992) zur Ableitung von elektromyographischen Potentialen an der Muskulatur. Beide Untersuchungsmethoden sind Multikanalverfahren.

Bei Lapatki et al. (2006) werden die Messelektroden auf einer dünnen Folie aufgebracht, die je nach gewünschtem Ableitungsareal zugeschnitten werden kann. Die Kabel für die Übermittlung der Erregung liegen an der Basis der Folie an. Durch die große Anzahl an EMG-Elektroden bietet der Untersuchungsaufbau nach Lapatki eine detaillierte Analyse der motorischen Einheiten. Aufgrund der engen Platzierung der EMG-Elektroden auf der Folie, mit einem Interelektrodenabstand von 4 mm (Lapatki et al. 2006) und beispielsweise 217 Elektroden auf dem M. masseter (Schindler et al. 2014), ist dies möglich. Im Gegensatz dazu werden bei Scholle et al. (1992) 16 Oberflächenelektroden pro Massetermuskel aufgebracht. Dabei ermöglicht die elektromyographische Registrierung nach Scholle ebenfalls die Aufzeichnung von unterschiedlichen Muskelaktivitäten zwischen den Muskelregionen und damit eine differenzierte Darstellung der motorischen Aktivität während der Muskelbewegung (Biedermann et al. 2000).

Die Ergebnisse von Lapatki können aufgrund der engen Positionierung der EMG-Elektroden als Indikator für zielgerichtete Injektionen des Botulinustoxins in die Regionen motorischer Endplatten im Gesichtsbereich (Lapatki et al. 2006) oder in der Halsregion (Schindler et al. 2014) dienen. Dabei muss beachtet werden, dass aufgrund der geringen Tiefensicht bei den von Lapatki verwendeten hochauflösenden EMG-Verfahren methodisch bedingt nur relativ oberflächennahe myoelektrische Signale und auch nur moderate Muskelkontraktionen abgeleitet werden können. Werden die zu untersuchenden Muskeln stark kontrahiert kommt es zu Überlagerungen der elektromyographischen Signale. Die einzeln aufgebrachten Messelektroden nach Scholle et al. (1992) ermöglichen die Erfassung von myoelektrischen Signalen auch bei starker Kontraktion der Kaumuskulatur, die beispielsweise bei der Unterkieferschließbewegung auftreten.

Die Elektrodenfolie von Lapatki muss, ausgehend von der Basis der Folie, mit den jeweiligen Kabeln für eine Reihe ausgeschnitten werden (Lapatki et al. 2006), was die Platzierung auf dem M. temporalis mit seinem nach kranial gerichteten fächerförmigen Muskelverlauf erschwert. Um den gesamten Muskel erreichen zu können, muss die Basis der Folie sehr groß gewählt werden. Dabei werden auch irrelevante Areale mit abgeleitet. Bei Scholle und Schumann ist dahingegen die oberflächige Form des Muskels nicht von Bedeutung, da die EMG-Elektroden einzeln aufgebracht werden (Scholle et al. 1992, Schumann et al. 1992, Michael 2008).

Es stellt sich auch die Frage, in welcher Form bei Lapatki die Registrierung der EMG-Aktivität auf behaarten Flächen, wie beispielsweise der Temporalisregion, erfolgt und in wie weit die Ergebnisse davon beeinflusst werden. Die Folie kann im gewissen Maße Bewegungen aufgrund deren Flexibilität ausgleichen (Lapatki et al. 2004). Diese ist jedoch begrenzt, wie etwa bei der Registrierung auf dem M. masseter bei maximaler Mundöffnung. Durch einzeln aufgebrachte Messelektroden können die Bewegungen der Kaumuskulatur besser ausgeglichen werden.

Letztlich muss je nach Zielstellung der durchzuführenden Untersuchung abgewogen werden, welches Verfahren für die vorliegende Fragestellung geeignet ist.

Aufgrund der geplanten elektromyographischen Ableitung der Bewegung des M. masseter und M. temporalis, sowie der zu erwartenden starken Kontraktionen der Muskulatur während der Kaubewegung, dient die EMG-Registrierung nach Scholle et al. (1992) dieser Dissertation als Grundlage und ist in Abbildung 2 schematisch dargestellt.

4.5 Die inter- und intraindividuellen Variabilität des menschlichen Kausystems

Die biologische Variabilität des stomatognathen Systems setzt sich aus verschiedenen Teilaspekten zusammen. Beinhalten Stichproben männliches und weibliches Probandengut ergeben sich innerhalb der Gruppen unterschiedlich starke Ausprägungen der anatomischen Strukturen, wie dem Knochen und der Muskulatur (Willson et al. 2012). Aber auch innerhalb eines Geschlechts zeigt sich eine biologische Variabilität. Dies liegt an der individuellen Ausprägung der Muskulatur, der Knochen und der Erregungsleitung einschließlich der differenten Innervierungsareale der α -Motoneurone begründet. Auch kommt es durch den

unterschiedlichen Hautwiderstand und die Fettschicht zwischen der Oberflächenelektrode und dem Muskel zu Dämpfungserscheinungen, daher zu einer Abschwächung der EMG-Amplitude, die individuell ausfallen (Hugger et al. 2006).

Je nach Beanspruchung durch bevorzugt weiche Kost oder Rohkost kommt es zur Konditionierung beziehungsweise zu adaptiven Umbauprozessen der Muskulatur, der Knochen und der Blutgefäße, was das Kauvermögen der einzelnen Probanden bestimmt (Hugger et al. 2006, Deutzmann et al. 2012). Besonders deutlich zeigt sich dies bei Bruxisten, die durch ihre vermehrte Knirsch- oder Reibebewegung einen auffällig vergrößerten Muskelquerschnitt des M. masseter aufweisen (Gedrange et al. 2005, Arzul et al. 2012).

Jeder Proband zeigt eine eigene biologische Variabilität, die das genaue Wiederholen jedes einzelnen Kauaktes unmöglich macht. In Abhängigkeit von der Tageszeit und der momentanen Tagesform, ob der Proband entspannt oder angespannt ist, ändert sich das Kaumuster. Dadurch entsteht eine größere Breite an möglichen Bewegungsabläufen (Tsai et al. 2002). Dies wird besonders deutlich, wenn ein Kauzyklus, wie in Abschnitt 4.2 beschrieben, detailgetreu in seinem zeitlichen Verlauf veranschaulicht wird. Der individuelle Geschmacksinn hat ebenfalls einen Einfluss auf das Essverhalten jedes einzelnen Probanden. Denn selbst wenn die Anzahl der Kauakte vom Abbeißen bis zum Schlucken der Testnahrung mit den Probanden für die elektromyographischen Untersuchungen bestimmt wird, so kann die Nahrung ruhig entspannt oder hektisch gekaut werden.

Dabei darf in der Betrachtung der biologischen Variabilität des Kausystems die afferente Erregungsleitung nicht fehlen. Die Rezeptoren der Mundschleimhaut, der Zunge und die Zähne erfassen die Beschaffenheit und Festigkeit der Nahrung, sodass je nach Konsistenz der Kaudruck an die Nahrung angepasst werden kann (Hugger et al. 2006). Dieser Vorgang unterliegt, aufgrund der immer wiederkehrenden Erfassung der Nahrungskonsistenzen über die Rezeptoren, einer natürlichen Variabilität. Während des Kauvorganges kommt den Muskelspindeln, mit ihren dynamischen und statischen Neuronen, eine besondere Bedeutung zu. Da die Muskelspindel über ihre vielschichtige Vernetzung bei der motorischen Steuerung der Unterkieferbewegung, -position und der Kaukraft für ein adäquates Feedback wichtig ist (Hugger et al. 2006). Wie im Abschnitt 4.2 beschrieben ermöglicht der Kieferentlastungsreflex eine schnelle Reaktion auf abrupte Änderungen der Boluskonsistenz.

Die Bewegung der Kaumuskulatur wird neben reflektorischen Einflüssen (z.B. Kieferschließ-, Kieferentlastungs- und Kieferöffnungsreflex) über die Basalganglien und dem sensomotorischen Kortex gesteuert (Schupp und Boisserée 2016). Vom motorischen Kortex

verläuft die efferente Erregungsleitung zum Nucleus motoricus trigeminalis des Pons im Hirnstamm und wird dort auf die motorisch efferenten Nervenfasern des N. mandibularis zur Innervation der Kaumuskulatur umgeschaltet (Gertz 2003, Kahle und Frotscher 2005, Aumüller et al. 2007).

Wird die Erregungsleitung von der Erfassung der Nahrung über Rezeptoren bis zur Bewegung der Muskulatur betrachtet, so wird deutlich, dass auf jeder Ebene der Erregungsverarbeitung eine biologische Variabilität vorhanden ist und eine exakte Reproduktion der Unterkieferbewegung nicht möglich ist.

Weiterhin können funktionelle Störungen im stomatognathen System, die inter- und intraindividuelle Variabilität erhöhen. So konnte bei Bruxisten eine erhöhte Aktivität der Kaumuskulatur nachgewiesen werden (Lavigne et al. 2001). Aber auch die durch craniomandibuläre Dysfunktionen verursachten Schmerzen in den Kiefergelenken und Kaumuskeln können die Unterkieferbewegung beeinflussen (Dib et al. 2015). Dabei sollte beachtet werden, dass der M. masseter und der M. temporalis auf funktionelle Störungen unterschiedlich reagieren (Wozniak et al. 2015). Auch bestimmen die Größe, die Lage der Messelektroden auf dem Muskel und deren Abstand zueinander die registrierte EMG-Aktivität (Hugger et al. 2006).

Um die Variabilität darzustellen werden statistische Größen bestimmt. Zu diesen zählen beispielsweise die Varianz und die Standardabweichung (Bortz und Schuster 2010). Dabei können sich die Merkmale deutlich unterscheiden, obwohl sich zwei Stichproben in ihren Mittelwerten ähneln (Bortz und Schuster 2010).

5 Methode

5.1 Untersuchungsmethoden

5.1.1 Probanden

Für diese Studie wurden 25 gesunde Probanden untersucht, bestehend aus 20 Männern und 5 Frauen im Alter von 17 bis 27 Jahren. Die Probanden wurden vor den Messungen, nach einem für diese Studie erstellten Befundbogen, untersucht und über die elektromyographische Messung aufgeklärt. Die in die Untersuchung einbezogenen Probanden zeigten keine temporomandibuläre Gelenkdysfunktion, erhaltene Stützzonen, eine karies- und schmerzfreie Gebissituation und einen entzündungsfreier oraler Zustand (Engel 2010, Arnold 2013).

5.1.2 Testnahrungen

Bei der Untersuchung wurden folgende Nahrungstestkörper von den Probanden gekaut (Engel 2010):

1. Haselnuss: fest, krümelig, im Verlauf des Kauzyklus haftend
2. Möhre: hart, knackig, spröde, im Verlauf des Kauzyklus krümelig
3. Schwarzbrot: weich, plastisch, haftend, im Verlauf des Kauzyklus breiig
4. Knäckebrötchen: hart, krümelig, im Verlauf des Kauzyklus plastisch breiig
5. Fleisch, gebraten: fest, zäh, elastisch, im Verlauf des Kauzyklus plastisch
6. Kaugummi: weich, plastisch, im Verlauf des Kauzyklus haftend

Die Testnahrungskörper wurden in der angegebenen Reihenfolge nacheinander gekaut. Dabei erfolgte das Kauen der Nahrungen, bis auf Kaugummi, jeweils viermal auf der rechten Seite und danach auf der linken Seite. Beim Kaugummi wurde den Probanden Zeit zum „Einkauen“ gegeben. Die EMG-Aufzeichnung wurde vor dem ersten Zusammenbeißen gestartet und nach dem ersten Schlucken beendet (Engel 2010).

Zusätzlich zur EMG-Registrierung wurde, zur Dokumentation der einzelnen Kauakte, ein Video (Digitalvideokamera, Panasonic, Mini-DV) der Unterkieferbewegungen aufgezeichnet (Arnold 2013).

5.1.3 Die elektromyographische Registrierung

Die Viel-Kanal-Oberflächen-Elektromyographie stellt einen Zusammenhang zwischen der Aktivierung der motorischen Einheiten und der daraus folgenden Kontraktion der Muskeln dar (Scholle et al. 2005).

Für die elektromyographische Registrierung wurden runde Napfelektroden mit einem Durchmesser von 4 mm verwendet. Durch die Größe der Elektroden ist die Möglichkeit gegeben, unterschiedliche Muskelaktivitäten zwischen verschiedenen Muskelregionen in Abhängigkeit von deren motorischer Aktivierung darzustellen (Biedermann et al. 2000).

Jeweils 16 EMG-Oberflächenelektroden wurden am M. masseter beidseits und am rechten M. temporalis entsprechend des in Abbildung 2 dargestellten Elektrodenschema angebracht (Scholle et al. 1992, Scholle et al. 1994, Michael 2008). Auf dem linken M. temporalis wurden 13 Elektroden positioniert. Eine Messelektrode wurde für die EMG-Registrierung des M. digastricus venter anterior genutzt. Zwei Messkanäle wurden für die vertikale und horizontale Registrierung der Bewegung (Beschleunigung) des Unterkiefers verwendet. Die Referenzelektrode wurde kontralateral am Ohr läppchen, die Erdelektrode am Mastoid und der zweikanalige Beschleunigungssensor am Weichteilmenton angelegt (Engel 2010).

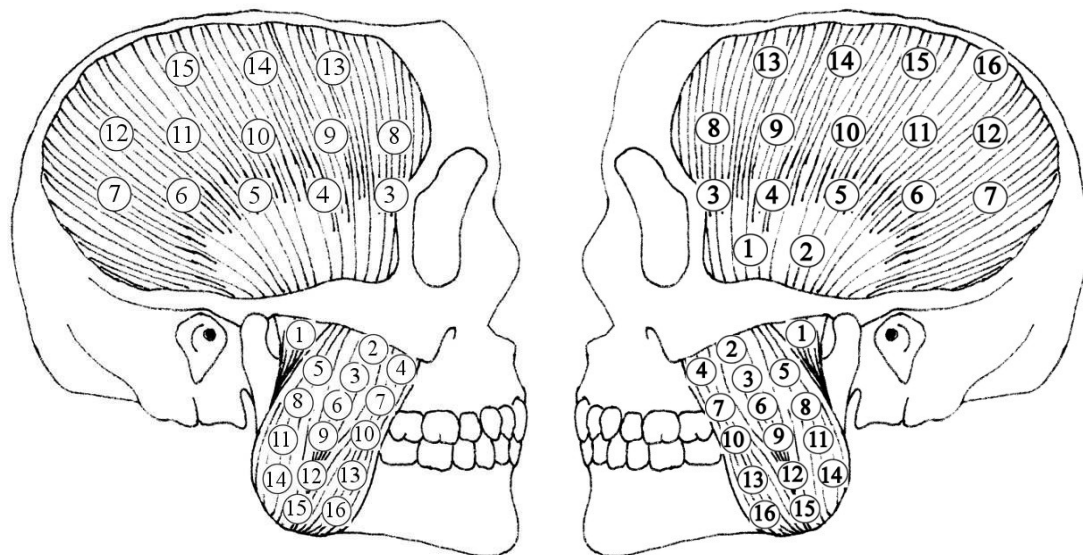


Abbildung 2: Elektrodenpositionen auf dem rechten und linken M. masseter und M. temporalis. Die Elektrodenpositionen 1, 2 und 16 sind auf dem linken M. temporalis nicht belegt (siehe Text) (Scholle et al. 1992, Michael 2008)

5.1.4 Das Messsystem

Die Untersuchung erfolgte mit einem monopolaren 64-Kanal-EMG-System der Firma Biovision (Wehrheim, Deutschland). Dazu gehören zwei 32-Kanal-Monopolarverstärker (1000-fache Verstärkung, Frequenzbereich 10-700 Hz/-3 dB) und ein 12-bit-Analog-Digital-Wandler. Die Auflösung des EMG-Systems betrug 2,44 μ V/bit.

Die horizontale und vertikale Beschleunigung der Unterkieferbewegung wurden mit einem zweikanaligen Beschleunigungssensor der Firma Biovision (4g, Wehrheim, Deutschland) aufgenommen (Arnold 2013).

Mit einer Abtastrate von 3000 Hz erfolgte die Analog-Digitale-Wandlung. Die EMG-Messkanäle waren wie folgt belegt: Elektrode 1-16 M. masseter links, Elektrode 17-32 M. masseter rechts, Elektrode 35-47 M. temporalis links, Elektrode 49-64 M. temporalis rechts, Elektrode 48 Mundboden (M. digastricus venter anterior), Messkanal 33 Horizontalbeschleunigung, Messkanal 34 Vertikalbeschleunigung (Engel 2010). Für die Ergebnisdarstellung werden die Messelektroden auf den Kaumuskeln jeweils von 1 bis 16 nummeriert.

5.1.5 Hochgeschwindigkeitsvideographie

Ergänzend zur elektromyographischen Untersuchung ermöglicht die Aufzeichnung der Bewegung mittels Hochgeschwindigkeitsvideographie die Abgrenzung von Bewegungsabläufen (Scholle et al. 2010).

Für die Zuordnung der Kieferöffnungs- und Kieferschließbewegung während des Kauens, wurde die Unterkieferbewegung mittels Hochgeschwindigkeitsvideographie (Camsys, Mikromak, Erlangen, Deutschland) bei vier Probanden aufgezeichnet, um die Beschleunigungskurven zuordnen zu können (Schumann et al. 2002). Die Bildfrequenz der Videoaufzeichnung betrug 250 Bilder pro Sekunde. Das EMG-System wurde mithilfe eines Posttriggers mit der Videoaufzeichnung synchronisiert (Schumann 2010).

Die Auswertung ergab nur ein spezifisches Muster in der Beschleunigungskurve, das systematisch am Ende der Kieferöffnungsbewegung auftrat: ein sehr kurzes Plateau

(Ruhephase) in der Beschleunigungskurve, dem ein Ausschlag am Beginn der nächsten Kieferöffnungsbewegung unmittelbar folgte. Für den Beginn der Kieferschließbewegung konnte kein typisches Muster in der Beschleunigungskurve eingegrenzt werden, wahrscheinlich weil die Kieferöffnung bogenförmig fließend in die Schließbewegung übergeht (Engel 2010, Arnold 2013).

5.1.6 Analyse des elektromyographischen Aktivität mit der Erstellung der genutzten Daten

Die aufgezeichneten EMG-Kurven wurden zunächst auf Artefakte geprüft und diesbezüglich aufgefallene Kauakte von der weiteren Analyse ausgeschlossen. Danach wurden die einzelnen Kauakte innerhalb eines Kauzyklus durch Markierung des Beginns der Kieferöffnungsbewegung voneinander abgegrenzt (Arnold 2013, Engel 2010).

Um langsame Grundlinienschwankungen herauszufiltern, wurden die 62 EMG-Kanäle einer Hochpassfilterung von 20 Hz unterzogen (Anders et al. 1991, Grassme et al. 2003).

Danach folgte die Quantifizierung der EMG-Kurven mittels Berechnung der Root-Mean-Square (RMS). Die Root-Mean-Square ist die Wurzel aus dem Mittelwert des quadrierten Oberflächen-EMG (Kleine 2000). Zunächst wurde die EMG-Amplitude quadriert. Dadurch wird eine Gleichrichtung erreicht und eine Auslöschung von Amplitudenabschnitten mit unterschiedlichen Vorzeichen bei der Mittelung verhindert. Danach wird die Wurzel gezogen, um die mittlere EMG-Amplitude zu bilden. Durch die Anwendung von Zeitfenstern wird eine Glättung des Ausgangssignals erreicht. Das bei der RMS-Berechnung verwendete Zeitfenster betrug 25 ms (Grassme et al. 2001).

Um die verschiedenen EMG-RMS-Kauaktkurven vergleichen zu können, ist es nötig eine Zeitnormierung durchzuführen, da die Kauakte und Kauzyklen abhängig von der Nahrung und den Probanden eine unterschiedliche Dauer haben (Schumann et al. 2002). Die mittleren EMG-Amplituden (RMS) wurden für jeden Kauakt in 100 Relativzeitpunkten dargestellt.

Es folgte eine Einteilung der Kauzyklen, vom Abbeißen der Nahrung bis zum Schlucken, in fünf Kauaktabschnitte, indem die Gesamtzahl der Kauakte in fünf gleichgroße Segmente zerlegt wurde. Für jeden Probanden wurde pro Nahrung, Muskel und Seite eine intraindividuelle Mittelung durchgeführt. Diese bestand aus fünf mittleren Kauaktprofilen und

stellt einen Kauzyklus dar. Nachfolgend konnte eine interindividuelle, alle Probanden umfassende Mittelung der Kauaktprofile erstellt werden (Engel 2010).

Die so berechneten EMG-RMS Werte werden in dieser Arbeit analysiert.

Anmerkung: die elektromyographischen Untersuchungen sowie die Segmentierung der Kauakte wurden von Engel (2010) und Arnold (2013) und die Berechnung, Zeitnormierung und Mittelung der einzelnen RMS-Kauaktprofile für jeden Probanden mittels Matlab* durch Herrn Dr. Grassme durchgeführt.

5.2 Statistische Methoden

5.2.1 Prüfung der Werte der mittleren EMG-Amplituden auf Normalverteilung mittels Kolmogorov-Smirnov-Anpassungs-Test

Bevor ein statistischer Prüftest zur Anwendung kommen darf, ist zu prüfen, ob die Daten die entsprechenden Voraussetzungen erfüllen. Die Normalverteilung stellt eine wichtige Voraussetzung für die Anwendung parametrischer Tests dar. Dies schließt auch mit ein, dass sich im Falle einer Normalverteilung auf den Mittelwert bezogen werden kann (Bortz und Schuster 2010, Leonhart 2013).

Beschrieben wird die Normalverteilung oder Gauß-Verteilung nach Carl-Friedrich Gauß als eine unimodale, symmetrische und eingipflige Verteilung mit einem glockenförmigen Verlauf. Dabei nähert sich der Graph asymptotisch der x-Achse an. Gekennzeichnet wird die Normalverteilung durch den Populationsmittelwert und die Streuung. Wenn zwei Funktionen den gleichen Populationsmittelwert und die gleiche Streuung aufweisen, so handelt es sich um identische Normalverteilungen (Bortz und Schuster 2010, Rasch et al. 2010a).

Ein Test zur Prüfung auf Normalverteilung ist der Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest. Dieser prüft, ob die Annahme der Normalverteilung beibehalten werden kann oder verworfen werden muss (Clauß und Ebner 1983, Rasch et al. 2010a). Bei diesem Test wird eine empirische Verteilungsfunktion mit einer theoretisch angenommenen Verteilungsfunktion verglichen. Dabei wird getestet, ob die erhobenen Daten aus der angenommenen Verteilung stammen können und somit normalverteilt sind (Clauß und Ebner 1983, Weiß 2010).

5.2.2 T-Test für abhängige Stichproben

Bei einem T-Test werden zwei Verteilungen hinsichtlich ihrer Mittelwerte verglichen, wobei die zugrunde liegenden Daten zweidimensional, normalverteilt und metrisch sein müssen (Clauß et al. 1999). Zwischen unabhängigen und abhängigen Verteilung wird ebenfalls unterschieden, die wiederum die Wahl des zu nutzenden T-Tests für abhängige oder unabhängige Stichproben bestimmen. Die vorliegenden Messwerte sind als abhängige Stichproben zu betrachten, dadurch bedingt, dass es zu einem direkten Vergleich der mittleren EMG-Amplituden der Probanden unter verschiedenen experimentellen Vorraussetzungen kommt und die so entstandenen Untersuchungsreihen untereinander verknüpft sind. (Rasch et al. 2010a)

Aufgrund der Tatsache, dass es sich um abhängige Stichproben handelt, kommt es nicht, wie bei unabhängigen Stichproben, zu einem direkten Vergleich der Mittelwerte, sondern zum Vergleich der Mittelwerte der Differenzen zwischen den Stichproben. Diese werden für jedes Stichprobenpaar gebildet, um Korrelationen zwischen den Messwerten, welche zu Verzerrungen des Ergebnisses führen können, zu reduzieren (Clauß und Ebner 1983).

Der T-Test als parametrischer Test ist im Vergleich zu einem paramaterfreien Test wie dem dazu entsprechenden Wilcoxon-Test, sensibler (Bortz und Schuster 2010, Leonhart 2013). Daraus folgt, dass beim Wilcoxon-Test der Fehler der zweiten Art höher ist und dieser beim T-Test deutlich reduziert wird. Wenn es die Bedingungen zulassen, sollte deshalb der T-Test bevorzugt werden.

Die mehrfache Durchführung des T-Tests führt zu einer α -Fehlerkumulierung und Verringerung der Teststärke. Dabei wird nicht die Grundgesamtheit betrachtet, sondern nur ein Teil. Diese einzeln betrachtete Stichprobe ist kleiner als die Grundgesamtheit, was zu einer Reduktion der daraus berechneten Teststärke führt (Rasch et al. 2010b). Durch mehrfache Testung einer Hypothese erfolgt die Aufsummation des α -Fehlerniveaus (Rasch et al. 2010a). Dadurch erhöht sich die Wahrscheinlichkeit, dass der α -Fehler angenommen wird, was ein fälschliches Ablehnen der Nullhypothese zur Folge hat (Kowalski und Enck 2010). Infolgedessen muss das α -Fehlerniveau mittels Bonferroni-Korrektur an die Testanzahl angepasst werden (Rasch et al. 2010b).

5.2.3 Bonferroni-Korrektur

Die Bonferroni-Korrektur ist ein wichtiges statistisches Mittel, um bei multiplen Testungen das globale Signifikanzniveau α zu sichern (Clauß et al. 1999). Dies ist nötig, da durch vermehrte Testung die Wahrscheinlichkeit eines Fehlers der ersten Art erhöht ist und somit die Nullhypothese fälschlicherweise abgelehnt wird (Kowalski und Enck 2010). Das korrigierte Alpha ergibt sich aus dem ursprünglichen Alpha geteilt durch die Anzahl der ausgeführten Tests. Diese Rechnung beschränkt sich auf kleine Stichproben oder unabhängige Signifikanztests (Bühner und Ziegler 2009). Bei Testungen mit Wiederholungen von zehntausenden Merkmalen ist die Bonferroni-Korrektur als konservative Methode zu betrachten, da hierbei der Fehler der zweiten Art, die Gefahr die Nullhypothese fälschlich beizubehalten, wächst (Kowalski und Enck 2010). Um dieses Risiko zu umgehen wird bei größeren Stichproben die Bonferroni-Holm-Korrektur durchgeführt. Die Anwendung der Korrektur findet schrittweise statt (Clauß et al. 1999). Die berechneten Einzelwerte werden aufsteigend sortiert und die Berechnung des entsprechenden Signifikanzniveaus mit einem neu adjustierten α -Fehler durchgeführt (Bühner und Ziegler 2009).

5.2.4 Einfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung

Die einfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung ist eine Erweiterung des T-Tests für abhängige Stichproben, bei der die Ausprägung eines Merkmals zu verschiedenen Messzeitpunkten untersucht wird (Rasch et al. 2010b, Leonhart 2013). Im Gegensatz zum mehrfach eingesetzten T-Test besteht bei der einfaktoriellen Varianzanalyse nicht die Gefahr der α -Fehlerkumulierung, da es sich hier um nur einen Test handelt (Bühner und Ziegler 2009). Durch diesen zweiseitigen Test ist die Möglichkeit gegeben, die EMG-Daten zwischen mehreren Elektrodenpositionen zu einem Relativzeitpunkt gleichzeitig miteinander zu vergleichen.

Um die einfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung durchführen zu können, müssen verschiedene Voraussetzungen erfüllt sein: die Normalverteilung des Merkmals zu jedem Zeitpunkt, die Intervallskaliertheit der Daten, die Varianzhomogenität und die Homogenität

der Korrelationen zwischen den verschiedenen Stichproben der Messwiederholung (Rasch et al. 2010b, Zöfel 2003).

Im Statistikprogramm SPSS wird bei der einfaktoriellen Varianzanalyse mit Messwiederholung zu Beginn ein Test auf Sphärizität mithilfe des Mauchly-Tests durchgeführt. Ist die Sphärizität verletzt, so bedeutet dies, dass die Differenz zwischen jeweils zwei Faktorstufen keine homogene Varianz aufweist (Rasch et al. 2010b) und somit eine Voraussetzung für die einfaktorielle Varianzanalyse nicht erfüllt ist. Einerseits ist bei einer kleineren Anzahl von Stichproben die Teststärke gering, was zur Folge hat, dass der Mauchly-Test nicht signifikant ist, obwohl die Sphärizität verletzt ist (Rasch et al. 2010b). Bei einer hohen Anzahl von Stichproben ist das Ergebnis andererseits häufig signifikant beziehungsweise der Test zu sensitiv, obwohl die Sphärizität erfüllt ist (Rasch et al. 2010b).

Die ersten durchgeführten Berechnungen mittels einfaktorieller Varianzanalyse mit Messwiederholung zeigten bei der Prüfung auf Sphärizität der Daten einen signifikanten Unterschied beim Mauchly-Test, sowie die automatisch vom SPSS durchgeführten Korrekturen der Freiheitsgrade mithilfe der Verfahren nach Greenhouse-Geisser und Huynh-Feldt. Um überprüfen zu können, ob die einfaktorielle Varianzanalyse, trotz Verletzung der Sphärizität, für die geplanten Berechnungen zu verwenden ist, wurde der T-Test für abhängige Stichproben mit Bonferroni-Korrektur am Beispiel des rechten M. masseter beim Kauen von Nuss linksseitig zum Relativzeitpunkt 69 als Vergleichsmöglichkeit heran gezogen.

5.2.5 Effektstärke

Die Effektstärke ist eine statistische Größe, die angibt, wie groß ein beobachteter Effekt ist (Bühner und Ziegler 2009). Sie ist eine dimensionslose Zahl, unabhängig von der Maßeinheit der ursprünglichen Daten und der Stichprobengröße (Cohen 1992). Die Effektstärke gewinnt innerhalb empirischer Forschungen an Bedeutung, da nicht nur von Interesse ist, ob ein signifikanter Unterschied vorhanden ist, sondern auch wie groß der Unterschied zwischen den Testreihen ist (Rasch et al. 2010a). Um einschätzen zu können, wie groß der Effekt ist, wurde von Cohen folgende Konvention erstellt (Bortz und Schuster 2010):

Kleiner Effekt: $\delta = 0,2$

Mittelgroßer Effekt: $\delta = 0,5$

Großer Effekt: $\delta = 0,8$

Diese Vorgaben können nur unter Vorbehalt für abhängige Stichproben angewendet werden, da sie für unabhängige Stichproben gelten (Rasch et al. 2010a) und somit als Richtwerte zu betrachten sind.

Berechnung der Effektstärke und des Signifikanzniveaus für abhängige Stichproben

Im Gegensatz zum T-Test für unabhängige Stichproben wird beim T-Test für abhängige Stichproben die Effektstärke zusätzlich von der Größe der Abhängigkeit der Stichproben untereinander beeinflusst. Dies bedeutet, dass unterschiedliche Interaktionen in die Berechnung der Effektstärke mit eingehen und somit einen Vergleich von differenten Studien untereinander problematisch gestalten (Rasch et al. 2010a). Demnach kann die Effektstärke beim abhängigen T-Test als statistisches Maß nur innerhalb der zugrunde liegenden Werte für die EMG-Aktivität genutzt werden.

Die Effektstärke (E) für abhängige Stichproben wird berechnet aus dem Quotienten vom Mittelwert (MW) der Differenzen der zu prüfenden Stichproben und der Standardabweichung (SD) der Differenzen der einzelnen Stichproben.

$$E = \frac{MW \text{ der Differenzen}}{SD \text{ der Differenzen}}$$

Formel 1 (Bortz und Schuster 2010)

Um den Zusammenhang zwischen dem T-Test für gepaarte Stichproben mit signifikanten Unterschieden und der Effektstärke darzustellen, wurden die Testnahrungen Brot und Nuss sowie das Kauen von Möhre mit dem Kauen von Nuss jeweils am rechten M. masseter und M. temporalis verglichen. Die EMG-Kanäle der einen Nahrung wurden entsprechend der kongruenten EMG-Kanäle der jeweils anderen Nahrung zu 16 ausgewählten Zeitpunkten gegenübergestellt.

Zusammenhang zwischen der Effektstärke und dem T-Wert

Da es eine Korrelation zwischen den signifikanten Unterschieden bei der Berechnung von abhängigen Stichproben im T-Test und dem T-Wert gibt, soll der T-Wert ermittelt werden. Dadurch kann über die Effektstärke durch die Berechnung eines Signifikanzniveaus ermittelt werden, ob signifikante Unterschiede zwischen den Stichproben bestehen ohne zusätzlich den T-Test für abhängige Stichproben durchführen zu müssen. Die Möglichkeit des Vergleiches von mehreren Stichprobenpaaren ohne die Bonferroni-Korrektur berücksichtigen zu müssen ist damit gegeben.

Der T-Wert (T) ist der Quotient aus dem Mittelwert der Differenzen der Stichproben und dem Standardfehler des Mittelwertes (SEM) der Differenzen der Stichproben.

$$T = \frac{MW \text{ der Differenzen}}{SEM \text{ der Differenzen}}$$

Formel 2 (Bühner und Ziegler 2009)

Der Standardfehler des Mittelwerts ergibt sich wiederum aus dem Quotienten der Standardabweichung zu der Wurzel der Anzahl der Probanden (n).

$$SEM = \frac{SD}{\sqrt{n}}$$

Formel 3 (Bortz und Schuster 2010)

Zusammenfassend kann aus der Formel 2 und Formel 3 für den T-Wert geschrieben werden:

$$T = \sqrt{n} \times \left(\frac{MW \text{ der Differenzen}}{SD \text{ der Differenzen}} \right)$$

Formel 4

Daraus kann der Zusammenhang zwischen der Effektstärke und dem T-Wert, durch das Zusammenfügen der Formel 1 und Formel 4 gezeigt werden:

$$T = \sqrt{n} \times E$$

Formel 5

Zusätzlich zur Berechnung der Effektstärke wird zur Orientierung der Werte das Signifikanzniveau (SN) ermittelt. Dieses ergibt sich aus dem Quotienten des T-Wertes zur Wurzel aus der Anzahl der Probanden.

$$SN = \frac{T}{\sqrt{n}}$$

Formel 6 (Farella et al. 2002)

Der T-Wert liegt innerhalb einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5% und 24 Freiheitsgraden ($df = n - 1$) bei $T = 2,06$, woraus ein Signifikanzniveau $SN = 0,412$ berechnet werden kann (Farella et al. 2002) (Tafel 4).

Berechnung der Effektstärke und des Signifikanzniveaus für unabhängige Stichproben

Die Effektstärke (E) für unabhängige Stichproben ergibt sich aus dem Quotienten der Differenz der Mittelwerte (MW) der einzelnen Stichproben (x_1 , x_2) zu der gesamten Standardabweichung für die Grundgesamtheit aus beiden Stichproben (SD).

$$E = \frac{MW_{x_1} - MW_{x_2}}{SD}$$

Formel 7 (Bortz und Schuster 2010)

Die Standardabweichung der Grundgesamtheit der Stichproben (SD) muss zunächst ermittelt werden und ist wiederum die Wurzel aus der Division von beiden addierten Varianzen (SD^2) beider Stichproben (x_1, x_2) durch den Wert 2.

$$SD = \sqrt{\frac{SD_{x1}^2 + SD_{x2}^2}{2}}$$

Formel 8 (Rasch et al. 2010a)

Zusammengefasst aus Formel 7 und Formel 8 ergibt sich für die Effektstärke für unabhängige Stichproben:

$$E = \frac{MW_{x1} - MW_{x2}}{\sqrt{\frac{SD_{x1}^2 + SD_{x2}^2}{2}}}$$

Formel 9

Die Berechnung des Signifikanzniveaus (SN) erfolgt wie für abhängige Stichproben:

$$SN = \frac{T}{\sqrt{n}}$$

Siehe Formel 6

Jedoch geschieht die Berechnung der Freiheitsgrade (df) im Gegensatz zur Berechnung für abhängige Stichproben aus der Addition beider Stichprobenumfänge (n_1, n_2) und der Subtraktion des Wertes 2.

$$df = n_1 + n_2 - 2$$

Formel 10 (Rasch et al. 2010a)

Der daraus ermittelte Wert für den Freiheitsgrad dient zum Ablesen des kritischen T-Wertes (T) aus einer Tabelle, welcher für die Berechnung des Signifikanzniveaus notwendig ist.

Der in unserem Fall berechnete Freiheitsgrad liegt bei 48. Dieser ist in den dafür vorgesehenen Tabellen nicht aufgeführt. Aus diesem Grund muss eine gesonderte Berechnung des T-Wertes erfolgen. Dafür werden die dem gewünschten Freiheitsgrad am nächsten liegenden Freiheitsgrade (df1, df2) und die dazu gehörigen T-Werte (T1, T2) aus der Tabelle abgelesen und in folgende Formel abgetragen:

$$T = T1 + \frac{df - df1}{df2 - df1} * (T2 - T1)$$

Formel 11 (Clauß et al. 1999)

Der daraus berechnete T-Wert liegt bei 2,012 und das mithilfe des T-Wertes ermittelte Signifikanzniveau wiederum bei 0,4024.

Effektstärke bei der einfaktoriellen Varianzanalyse mit Messwiederholung

Wie schon erwähnt, ist die Berechnung der Effektstärke davon abhängig, mit welchen statistischen Verfahren gearbeitet wurde. Im Fall der Varianzanalyse mit Messwiederholung können aufgrund der differenten Voraussetzungen der Studien verschiedene Effektstärken resultieren. Die Effektstärke ist unter anderem von der Korrelation zwischen den Messzeitpunkten und von der Anzahl der Freiheitsgrade abhängig. Auch kann der Effekt nur bedingt mit denen von Cohen Orientierungspunkten interpretiert werden, da diese für unabhängige Messungen gelten. Ein Vergleich von Studien mit Messwiederholung untereinander und mit Studien ohne Messwiederholung ist demnach problematisch. Da es noch keine Alternativen zur Effektstärke bei messwiederholten Verfahren gibt, ist zu beachten, dass der wahre Populationseffekt kleiner als der berechnete Effekt ist (Rasch et al. 2010b).

6 Ergebnisse

6.1 Ergebnisse der Prüfung auf Normalverteilung

Die Prüfung, der vorliegenden mittleren EMG-Amplituden (RMS), auf Normalverteilung erfolgte mittels Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest anhand von 131068 Stichproben. Diese Anzahl setzt sich zusammen aus der Erfassung von 62 Oberflächenelektroden (M. masseter, M. temporalis und M. digastricus beim rechtsseitigen und linksseitigen Kauen) zu 151 Relativzeitpunkten (9362 Stichproben pro Testnahrungen) und den 14 Testnahrungen (siehe Tabelle 1). Ein Kauakt umfasst 100 Relativzeitpunkte. Für die Prüfung auf Normalverteilung wurden alle erhobenen Daten mit einbezogen.

Die Stichproben werden beim Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest mit einer Normalverteilung verglichen um zu ermitteln, ob im weiteren Verlauf der Untersuchung parametrische Tests verwendet werden können oder ob auf parameterfreie Testung zurückgegriffen werden muss. Dabei wurde ein α -Signifikanzniveau von 0,05 angenommen. Statistisch signifikante Unterschiede zwischen den zu vergleichenden Daten sind als nicht normalverteilt zu werten (Clauß et al. 1999). Bei den insgesamt 131068 überprüften Stichproben konnte bei 2,18% der Stichproben eine signifikante Abweichung von der Normalverteilung nachgewiesen werden.

Tabelle 1: Prozentualer Anteil nicht normalverteilter EMG-RMS-Daten (signifikante Ergebnisse im Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest) für jede Elektrodenposition jedes untersuchten Muskels bei jeder Testnahrung, R = rechts, L = links

Nahrung	Gesamt	Masseter L	Masseter R	Temporalis L	Temporalis R	Digastricus
Leerkauen	7,97%	3,77%	21,77%	3,26%	2,69%	0,00%
Nuss R	1,40%	0,87%	2,44%	1,58%	0,58%	3,97%
Nuss L	2,14%	0,58%	3,15%	2,80%	2,11%	0,66%
Möhre R	1,75%	1,49%	1,28%	1,88%	2,28%	3,31%
Möhre L	0,83%	0,04%	1,03%	1,58%	0,87%	0,00%
Brot R	0,57%	0,04%	0,08%	1,07%	1,20%	0,00%
Brot L	1,51%	0,08%	3,44%	1,94%	0,75%	0,00%
Brot beidseitig	0,49%	0,04%	1,03%	0,87%	0,12%	0,00%
Knäckebröt R	1,11%	0,00%	1,32%	0,76%	2,32%	0,66%
Knäckebröt L	0,88%	0,00%	1,16%	0,61%	1,74%	0,00%
Fleisch R	1,55%	0,37%	1,12%	1,07%	3,44%	3,31%
Fleisch L	1,08%	0,46%	2,65%	0,82%	0,41%	0,00%
Kaugummi R	1,82%	0,37%	2,98%	2,24%	1,86%	0,00%
Kaugummi L	7,44%	5,67%	4,30%	8,20%	12,21%	0,00%

Wie aus Tabelle 1 zu entnehmen ist, gibt es Bedingungen unter denen die EMG-RMS-Daten immer normalverteilt waren (0,00% signifikant) und andere bei denen bei bis zu 21,77% der Werte eine signifikante Abweichung zur Normalverteilung nachgewiesen wurde. Die häufigsten Abweichungen von der Normalverteilung zeigten das Leerkauen und das linksseitige Kauen der Testnahrung Kaugummi. Ansonsten betrug der Prozentsatz an nicht-normalverteilten Daten höchstens 3,44%.

Werden nun das Leerkauen und das Kauen von Kaugummi linksseitig nicht mit einbezogen, so ergaben sich aus den insgesamt 112344 Prüfungen auf Normalverteilung 1415 statistisch signifikante Abweichungen von der Normalverteilung. Dies entspricht einem Anteil von 1,25% an nicht-normalverteilten Daten.

Die Anzahl an nicht-normalverteilten EMG-RMS-Daten unterschied sich zwischen den einzelnen Testnahrungen und variierte auch innerhalb der untersuchten Muskeln. Wie in Tabelle 1 veranschaulicht, konnten aus den jeweils 9362 überprüften Stichproben pro Testnahrung und Kauseite beispielsweise beim beidseitigen Kauen von Brot 46 nicht-normalverteilten Daten, 0,49% entsprechend, nachgewiesen werden. Beim linksseitigen Kauen der Testnahrung Nuss zeigten 200 Stichproben eine Abweichungen von der Normalverteilung. Dies entspricht einem Prozentsatz von 2,14%. Die wenigsten Abweichungen von der Normalverteilung zeigte die Testnahrung Brot mit insgesamt 0,85% an nicht-normalverteilten EMG-RMS-Daten, gefolgt von Knäckebrot mit 0,99%, Möhre mit 1,29%, Fleisch mit 1,31%, Nuss mit 1,77% und dem Kaugummi rechtsseitig mit 1,82%.

Bei der Analyse der einzelnen Kaumuskeln konnten beim M. masseter in 1,08%, beim M. temporalis in 1,45% und beim M. digastricus bei 0,99% der untersuchten Stichproben eine Abweichung von der Normalverteilung nachgewiesen werden. Diese Ergebnisse beziehen sich auf alle Testnahrungen mit Ausnahme der Testreihen vom Leerkauen und dem linksseitigen Kauen von Kaugummi.

Abbildung 3 zeigt die mittleren EMG-RMS-Amplituden der einzelnen Testnahrungen über 100 Relativzeitpunkte am Beispiel des linken M. masseter. Im oberen Diagrammbereich ist der prozentuale Anteil an nicht-normalverteilten Stichproben von jeweils 10 gemittelten Relativzeitpunkten über den gesamten Kauakt aller Testnahrungen eingetragen. Dabei sind die meisten Abweichungen von der Normalverteilung während der EMG-Aktivitätssteigerung und im Relativzeitraum des Gipfels des mittleren EMG-Kauaktprofils zu finden.

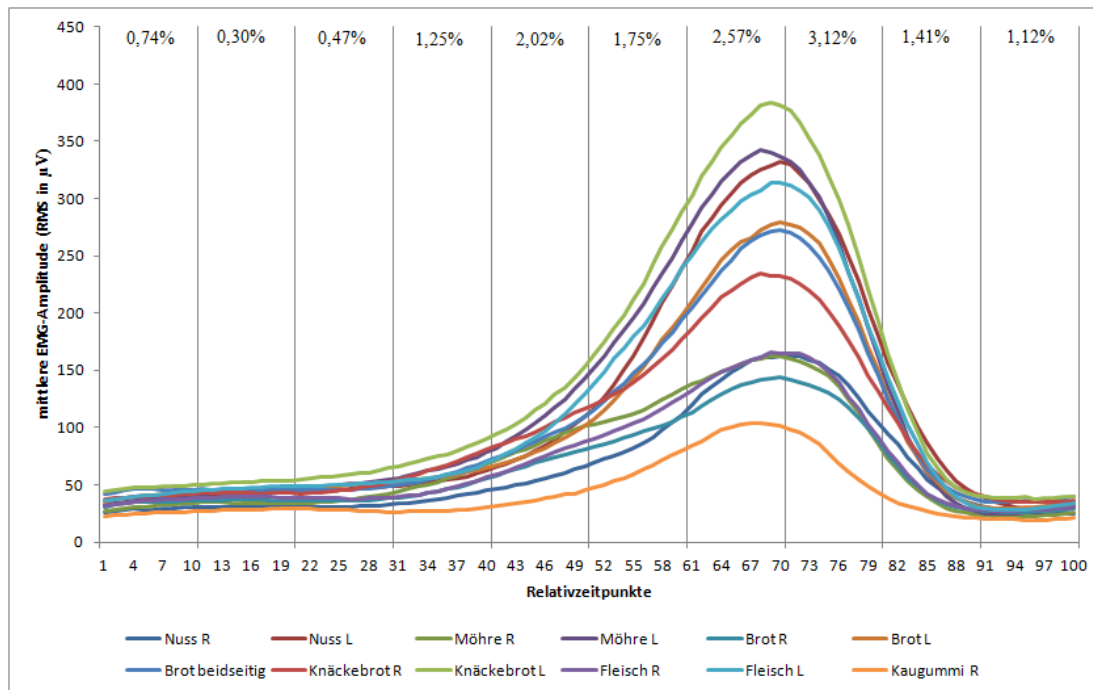


Abbildung 3: Mittleres EMG-Kauaktprofil aller Probanden: Darstellung der mittleren EMG-Amplituden der einzelnen Testnahrungen über 100 Relativzeitpunkte am Beispiel des linken M. masseter (Messelektrode 12). Prozentualer Anteil der nicht normalverteilten Stichproben aller dargestellten Nahrungen. Die Ergebnisse von jeweils 10 Relativzeitpunkten wurden gemittelt.

Diese Ergebnisse zusammenfassend betrachtet, kann in der weiteren statistischen Analyse der mittleren EMG-RMS-Amplituden von einer Normalverteilung der vorliegenden Stichproben ausgegangen werden. Die Begründung wird dahingehend erbracht, dass die nicht normalverteilten EMG-RMS-Daten einen sehr kleinen Anteil von 1,25% der gesamten 112344 Stichproben ausmachen und das Einsetzen von nicht parametrischen Tests, wie in Kapitel 5.2.2 T-Test für abhängige Stichproben beschrieben, zu einem Verlust an Informationen aufgrund verringerter Sensibilität führt und deshalb dem parametrischen Tests der Vorzug gegeben werden sollte.

6.2 Die einfaktorielle Varianzanalyse und der T-Test für abhängige Stichproben

Um einen statistischen Test als aussagekräftig bewerten zu können, müssen dessen Voraussetzungen erfüllt werden. Wie in Kapitel 5.2.4 erläutert, ist bei den vorliegenden Werten für die mittlere EMG-Amplitude in Bezug auf die einfaktorielle Varianzanalyse mit

Messwiederholung der zu Beginn durchgeführte Mauchly-Test signifikant und somit eine Voraussetzung nicht erfüllt. Um die Auswirkung auf das Ergebnis der einfaktoriellen Varianzanalyse beurteilen zu können, wurde zusätzlich der T-Test für gepaarte Stichproben durchgeführt. Der Vergleich zwischen den Ergebnissen beider Testverfahren erfolgte am rechten M. masseter beim linksseitigen Kauen der Testnahrung Nuss für die Relativzeitpunkte 0, 30, 45, 64, 69, 80 und 99.

Die statistischen Tests umfassten zum Relativzeitpunkt 69 des zeitnormierten mittleren Kauaktprofiles jeweils 120 Vergleiche. Dabei wurden die 16 Elektrodenpositionen untereinander verglichen. Bei der einfaktoriellen Varianzanalyse lagen 52 und beim T-Test für abhängige Stichproben 61 signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) zwischen den jeweiligen Elektrodenpositionen vor. Die 52 signifikanten Unterschiede der Varianzanalyse waren ebenfalls beim T-Test signifikant.

Um dieses Ergebnis als repräsentativ für alle mittleren EMG-Amplituden zu bestätigen, erfolgten weitere Vergleiche der EMG-Kanäle mit der Gegenüberstellung von beiden Testverfahren zu anderen Relativzeitpunkten im mittleren Kauaktprofil mit zufällig ausgewählten Elektrodenpositionen. Zum Relativzeitpunkt 0 wurden die Paarvergleiche mit den EMG-Kanälen 6, 10 und 14 analysiert. Die Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse und vom T-Test stimmten beim Kanal 10 überein. Der T-Test zeigte zusätzlich statistisch signifikante Unterschiede bei den Vergleichen vom Messkanal 6 und 14. Der Relativzeitpunkt 30 hatte im Kanal 8 eine volle Übereinstimmung bezüglich der signifikanten Unterschiede beider Testverfahren. Die Paarvergleiche der EMG-Kanäle 1 und 16 wiesen zum Zeitpunkt 45 jeweils einen zusätzlich signifikanten Unterschied beim T-Test auf, währenddessen sich die Ergebnisse beider Tests beim Kanal 2 decken. Beim T-Test für abhängige Stichproben zeigten sich zum Relativzeitpunkt 64 zwei zusätzliche signifikante Unterschiede im Kanal 12 und im Zeitpunkt 80 ein weiterer signifikanter Unterschied beim Messkanal 11. Die Paarvergleiche deckten sich beim Kanal 13 zum Zeitpunkt 99, während die Kanäle 7 und 4 zusätzlich signifikante Unterschiede beim T-Test gegenüber der Varianzanalyse aufwiesen. Die zufällig ausgewählten 180 Vergleiche zwischen den Elektrodenpositionen zu den Relativzeitpunkten 0, 30, 45, 64, 80 und 99 ergaben 11 zusätzliche signifikante Unterschiede beim T-Test.

Insgesamt ergab der Vergleich zwischen Varianzanalyse und T-Test bei den 300 durchgeführten statistischen Prüfungen zwischen den einzelnen Elektrodenpositionen 20 zusätzlich signifikante Unterschiede beim T-Test für abhängige Stichproben gegenüber der einfaktoriellen Varianzanalyse.

6.3 Statistische Darstellung der Veränderung des topographischen EMG-Verteilungsmusters innerhalb des rechten M. temporalis

Die topographischen Verlagerungen der myoelektrischen Erregung während eines Kauaktes konnten in den Ergebnissen der einfaktoriellen Varianzanalyse mit Messwiederholung beim rechten M. temporalis statistisch geprüft und belegt werden.

In der Dissertation von Engel (2010) wurden diese Verlagerungen der EMG-Aktivität auf Basis einer visuellen Analyse beschrieben. Diese Beschreibungen erfolgten anhand von dynamischer EMG-Interferenzmaps, die mithilfe einer Farbskala die EMG-Aktivität über den M. temporalis darstellen (Engel 2010). In Abbildung 4 sind die dynamischen EMG-Interferenzmaps vom rechten M. temporalis beim Kauen der Testnahrung Möhre über 100 Relativzeitpunkte dargestellt. In jedem Bild sind die Bereiche mit hohen mittleren EMG-Amplituden rot und mit niedrigen EMG-Aktivitäten blau eingefärbt. Zu beachten ist, dass jedes einzelne Map für sich skaliert ist. Wie in Abbildung 4 zu erkennen ist, variiert die Muskelaktivität in ihrer Ausprägung und Topographie über den gesamten mittleren Kauakt.

Im Folgenden soll dieses visuell zu beobachtende Ergebnis der EMG-Aktivitätsverlagerung an einem Beispiel mithilfe der einfaktoriellen Varianzanalyse mit Messwiederholung statistisch geprüft werden.

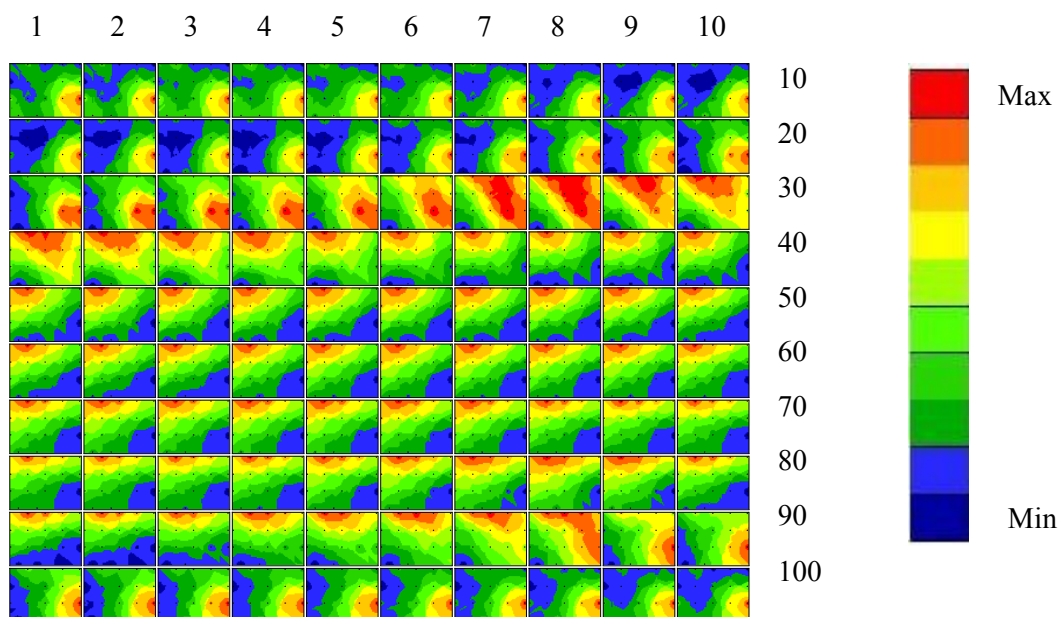


Abbildung 4: dynamische EMG-Interferenzmaps (Mittelwert-RMS für $n = 25$ Probanden) des rechten M. temporalis der Testnahrung Möhre. Darstellung eines Kauaktes über 100 Relativzeitpunkte. Farbliche Skalierung: blau – Minimum der mittleren EMG-Amplitude (RMS), rot – Maximum der mittleren EMG-Amplitude (RMS). Jede EMG-Map weist eine eigene Skalierung auf (Engel 2010).

Abbildung 5 zeigt den Verlauf der mittleren EMG-RMS-Amplituden der 16 Oberflächenelektroden vom rechten M. temporalis beim Kauen der Testnahrung Möhre über die 100 Relativzeitpunkte eines zeitnormierten mittleren Kauaktes. Die blaue senkrechte Linie markiert den Übergang von der Unterkieferöffnungs- zur Unterkieferschließbewegung um den Relativzeitpunkt 34,5. Diese Darstellung dient als Orientierung im Kauakt.

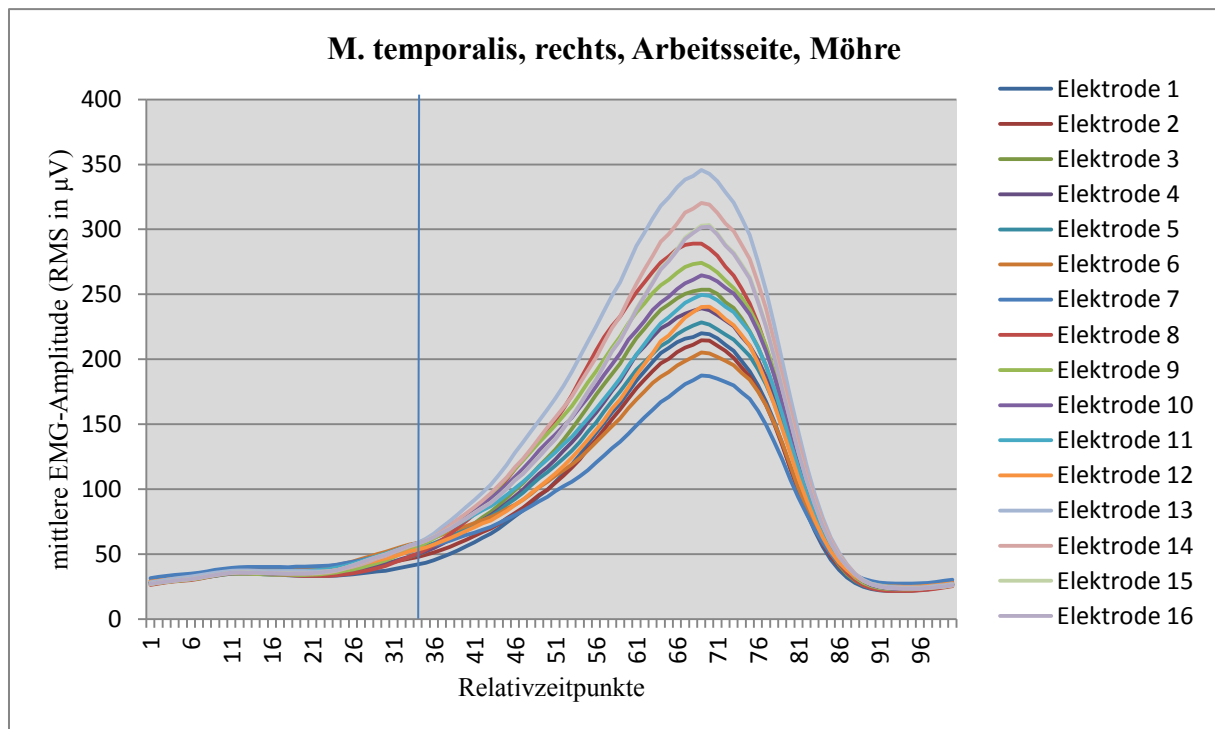


Abbildung 5: Darstellung der mittleren EMG-Amplitude der Messkanäle 1 bis 16 des rechten M. temporalis beim rechtsseitigen Kauen von Möhre über 100 Relativzeitpunkte. Blaue vertikale Linie: Umkehrpunkt von der Kieferöffnungs- zur Kieferschließbewegung des Unterkiefers zum Relativzeitpunkt 34,5.

Für die statistische Analyse der Verlagerungen des EMG-Aktivitätsverteilungsmusters der Kaumuskulatur wurde das Beispiel des rechten M. temporalis beim Kauen der Testnahrung Möhre auf der rechten Seite (Arbeitsseite) ausgewählt. Auf dem rechten M. temporalis waren 16 Oberflächenelektroden (linker M. temporalis: 13 EMG-Elektroden) platziert und die Verlagerungen in den EMG-Interferenzmaps sind bei der Testnahrung Möhre gut erkennbar.

Die Arbeitsseite wurde zu 16 definierten Relativzeitpunkten betrachtet. Anhand des Verlaufes der mittleren EMG-Amplitude wurden die 16 Relativzeitpunkte der Testnahrung Möhre ausgewählt. Folgende Relativzeitpunkte wurden geprüft: 0, 10, 20, 25, 30, 35, 40, 50, 60, 65, 70, 75, 80, 85, 90 und 99. Die Lage der Oberflächenelektroden ist in Abbildung 2 auf Seite 23 abgebildet und in Abbildung 6 schematisch dargestellt.

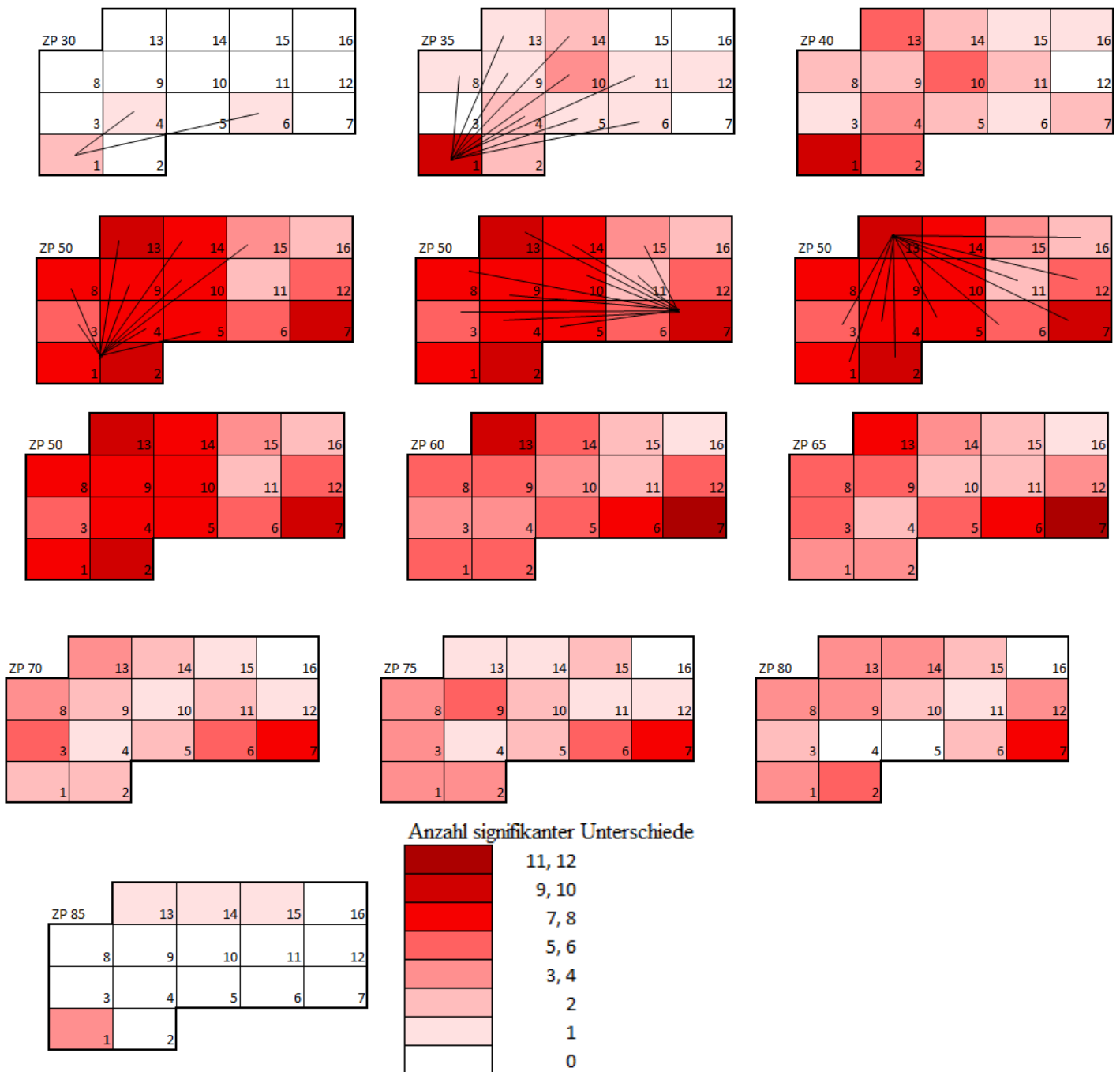


Abbildung 6: Schematische Darstellung der EMG-Elektrodenpositionen 1 bis 16 auf dem rechten M. temporalis zu den Relativzeitpunkten (ZP) 30, 35, 40, 50, 60, 65, 70, 75, 80 und 85. Die farblich eingefärbten Elektrodenfelder zeigen an, wie viele signifikante Unterschiede beim Vergleich mit den jeweils anderen 15 Elektrodenpositionen (einfaktorielle Varianzanalyse, $p < 0,05$) festgestellt wurden. Dargestellt sind nur Relativzeitpunkte, an denen signifikante Unterschiede nachgewiesen wurden.

Am Anfang des Kauaktes, während der frühen und mittleren Kieferöffnungsphase, konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Elektrodenpositionen nachgewiesen werden. Erst in der Phase des Überganges von der Kieferöffnungs- zur

Kieferschließbewegung ließen sich die ersten signifikanten Unterschiede (wenn $p < 0,05$) nachweisen. Dieser Übergang wurde mittels Hochgeschwindigkeitsvideographie gekennzeichnet und liegt laut Engel (2010) beim Relativzeitpunkt 34,5. Die ersten signifikanten Unterschiede wies die EMG-Elektrode 1 um Zeitpunkt 30, wie in Abbildung 6 dargestellt, zu den Elektroden 4 und 6 auf. In Abbildung 5 waren bis zum Relativzeitpunkt 30 ebenfalls kaum Unterschiede im Verlauf der einzelnen EMG-Amplituden erkennbar. Die dynamischen Interferenzmaps in Abbildung 4 zeigen eine Verlagerung der hohen EMG-Aktivitäten vom unteren-rechten (kaudal-posterior) zum oberen-linken (kranial-anterior) Muskelbereich. Diese Veränderung waren statistisch nicht nachweisbar.

Kurz nach dem Beginn der Kieferschließbewegung zum Relativzeitpunkt 35 ergaben sich 12 signifikante Unterschiede aus 120 Vergleichen der EMG-Aktivitäten zwischen den Elektrodenpositionen (jede mit jeder). Dabei wiesen die posterioren, kranialen und anterioren Regionen keine Unterschiede untereinander und somit ein homogenes Bild auf. Der Muskelbereich um die anterior-kaudal gelegene Elektrode 1 zeigte signifikante Unterschiede zu den Elektrodenpositionen 4, 5, 6, 8, 9, 10, 11, 13 und 14. Die Oberflächenelektrode 2 wies ebenfalls signifikante Unterschiede zu den EMG-Elektroden 10 und 14 auf. Ein weiterer signifikanter Unterschied zeigte sich zwischen den EMG-Elektroden 4 und 10. Bei den EMG-Elektroden 3, 7, 12, 15 und 16 konnten keine signifikanten Unterschiede nachgewiesen werden. In Abbildung 5 wird deutlich, dass die Kurven der mittleren EMG-Amplituden zum Relativzeitpunkt 35 leicht auseinander driften. Dabei zeigt die Oberflächenelektrode 1 die geringste mittlere EMG-Amplitude, was in Abbildung 4 durch die blaue Färbung im kaudal-anterioren Bereich der Interferenzmap ersichtlich ist.

Zum Relativzeitpunkt 40 waren insgesamt 23 signifikante Unterschiede zwischen den EMG-Elektrodenpositionen nachweisbar. Die Meisten zeigten dabei die Messelektroden 1 und 2 mit insgesamt 16 signifikanten Unterschieden zu anderen EMG-Elektroden, was in Abbildung 6 deutlich wird. Weitere signifikante Unterschiede ergaben sich zwischen der anterior-kranial gelegenen Oberflächenelektrode 13 zu der weiter kaudal platzierten EMG-Elektrode 3 und der posterior gelegenen Messelektrode 16. In Abbildung 5 ist eine weitere Auffächerung der mittleren EMG-Amplituden zum Relativzeitpunkt 40 erkennbar. Die minimalsten mittleren EMG-Amplituden zeigen, laut Abbildung 4, die Muskelbereiche um die kaudal-anterior gelegene Messelektrode 1 und die kaudal-posterior platzierte Messelektrode 7.

Eine Steigerung auf 53 signifikante Unterschiede (wenn $p < 0,05$) zwischen den 16 Elektrodenpositionen war zum Relativzeitpunkt 50 nachweisbar. Zu diesem Zeitpunkt steigen

die mittleren EMG-Amplituden im EMG-Kauaktpprofil aus Abbildung 5 deutlich an. In Abbildung 4 ist der rot markierte maximal erregte Muskelbereich weiterhin kranial-anterior bei der Messelektrode 13 lokalisiert. Die geringsten mittleren EMG-Amplituden sind um die Oberflächenelektrode 7 und teilweise um die Messelektrode 1 gelegen. Der Relativzeitpunkt 50 ist in Abbildung 6 dreimal dargestellt, damit die signifikanten Unterschiede der Messelektroden 1, 7 und 13 einzeln veranschaulicht werden können.

Wie zu den vorhergehenden Zeitpunkten beschrieben, wiesen die auf dem M. temporalis kaudal gelegenen EMG-Elektroden 1 und 2 zu den weiter kranial platzierten Elektroden mit den größeren mittleren EMG-Amplituden signifikante Unterschiede auf. Zu den posterior platzierten Elektroden 6, 7, 11, 12, 15 und 16 lagen keine signifikanten Unterschiede vor. Die EMG-Elektrode 7 zeigte ebenfalls zum Relativzeitpunkt 50 zu den auf dem Muskel anterior-kranial gelegenen Elektroden signifikante Unterschiede. Die Vergleiche mit den Elektroden 1, 2, 6, 12 und 16 ließen keine signifikanten Unterschiede erkennen. Zum Relativzeitpunkt 50 wies die anterior-kranial gelegene EMG-Elektrode 13 insgesamt 10 statistisch signifikante Unterschiede zu anderen Elektrodenpositionen auf. Diese umfassten die Elektroden mit deutlich kleineren mittleren EMG-Amplituden 1 bis 7, 11, 12 und 16. Insgesamt betrachtet, können in Abbildung 6 drei Bereiche um die EMG-Elektroden 1, 7 und 13 innerhalb des rechten M. temporalis zum Zeitpunkt 50 charakterisiert werden. Diese fallen durch ihre Anzahl an signifikanten Unterschieden zu den anderen Oberflächenelektroden auf.

Abbildung 6 zeigt, dass während des Relativzeitpunktes 60 in der Kieferschließbewegung die zuvor beschriebenen Bereiche um die Elektroden 1, 7 und 13 erhalten bleiben. Insgesamt zeigten sich 43 signifikante Unterschiede zwischen den 16 EMG-Elektrodenpositionen. In Abbildung 4 und 5 wird deutlich, dass die Oberflächenelektrode 13 die höchste und die Messelektrode 7 die niedrigste mittlere EMG-Amplitude aufweisen. Damit treten der anterior-kraniale und der posterior-kaudale Muskelbereich in Abbildung 6 weiter hervor. Es konnten weniger signifikante Unterschiede der Elektrodenpositionen 1 und 2 zu den anderen Elektroden nachgewiesen werden. Die EMG-Elektrode 7 zeigte zu allen anderen Elektroden signifikante Unterschiede. Ausgenommen waren die Messelektroden 1, 2 und 6 mit ebenfalls niedrigen EMG-Amplituden. Dabei wurden diese Ergebnisse durch die Vergleiche der Messelektrode 6 mit den anderen Elektroden gestützt, da diese signifikante Unterschiede zu den weiter mesial und kranial platzierten EMG-Elektroden 3, 4, 5, 8, 9, 10, 13 und 14 aufwies. Die anterior und anterior-kranial platzierten EMG-Elektroden 8, 9, 13 und 14 zeigten keine Veränderungen in der Anzahl und der Paarungen der signifikanten Unterschiede zu den anderen Messelektroden im Vergleich zum Zeitpunkt 50. Eine klare Abgrenzung zwischen

den Bereichen um die EMG-Elektroden 1/2, 6/7 und 13 war zum Relativzeitpunktes 60 schwierig, zumal die medial gelegenen Messelektroden 10 und 11 und die kranial-posterior platzierte EMG-Elektrode 16 keinem Bereich zugeordnet werden konnten. Ein Übergangsbereich zwischen den drei Muskelregionen 1/2, 6/7 und 13 lässt sich um die EMG-Elektroden 4, 10, 11, 15 und 16 in Abbildung 6 und Abbildung 4 darstellen.

Zum Relativzeitpunkt 65 waren noch 35 signifikante Unterschiede zwischen den EMG-Elektrodenpositionen von insgesamt 120 Paarvergleichen nachweisbar. In Abbildung 4 sind kaum Veränderungen in der Verteilung der maximalen und minimalen mittleren EMG-Amplituden erkennbar. Während es in Abbildung 5 zu einer weiteren Steigerung der mittleren EMG-RMS-Amplituden bei allen Oberflächen Elektroden kommt. In der statistischen Auswertung zeigten die Elektrodenpositionen 1 und 2 noch zu den Elektroden 3, 8, 9 und 13 signifikante Unterschiede. Die Anzahl und die Kombinationen der signifikanten Unterschiede der EMG-Elektroden 7 und 6 zu den anderen Messelektroden waren zum Relativzeitpunkt 60 unverändert. Im kranialen Muskelabschnitt ergaben sich um die EMG-Elektrode 13 zum Zeitpunkt 65 signifikante Unterschiede zu den kaudal und kaudal-posterior gelegenen Elektroden 1, 2, 5, 6 und 7. Zu diesem Relativzeitpunkt zeigte die auf dem M. temporalis anterior platzierte Messelektrode 3 eine Zunahme der Anzahl an signifikanten Unterschieden zu anderen Elektroden. Die Anzahl der signifikanten Unterschiede der EMG-Elektrode 14 verringerte sich dagegen. Der Übergangsbereich zwischen den drei beschriebenen Muskelabschnitten um die EMG-Elektroden 1/2, 6/7 und 13 umfasst die Elektroden 4, 10, 11, 15 und 16. Diese Veränderung des Verhältnisses der Verteilung der Anzahl an signifikanten Unterschieden zu den anderen Elektroden ist in Abbildung 6 farblich gekennzeichnet.

Zum Relativzeitpunkt 70 wurden insgesamt 21 signifikante Unterschiede zwischen den 16 Elektrodenpositionen nachgewiesen. Im mittleren Kauaktprofil in Abbildung 5 erreichen zu diesem Zeitpunkt alle Graphen der EMG-Elektroden ihre höchste mittlere EMG-Amplitude. Der Muskelbereich der kleinsten mittleren EMG-Amplituden ist in der dynamischen Interferenzmap in Abbildung 4 weiterhin bei der Messelektrode 7. Der Muskelbereich mit den höchsten mittleren EMG-Amplituden erstreckt sich um die kranial platzierten Elektroden 13 und 14. Bei den Elektrodenpositionen 1 und 2 konnten noch signifikante Unterschiede zu den anterior gelegenen Elektroden 3 und 8 festgestellt werden. Die Elektrodenpositionen 6 und 7 zeigten weiterhin signifikante Unterschiede zu den Elektroden der anterioren, anterior-kranialen, kranialen und medialen Muskelbereiche. Die Anzahl an signifikanten Unterschieden verringerte sich bei der EMG-Elektrode 13 im Vergleich zu den vorhergehenden Relativzeitpunkten. Dahingegen waren bei der Messelektrode 3 zu den EMG-

Elektroden 1, 2, 5, 6 und 7, und bei der Messelektrode 8 zu den EMG-Elektroden 1, 2, 6 und 7 signifikante Unterschiede nachweisbar. Dies ist auch durch die stärkere Färbung der EMG-Elektrode 3 in Abbildung 6 erkennbar. Zwischen den EMG-Elektroden 1, 2, 4, 5, 10, 11, 12, 14, 15 und 16 ergaben sich zum Zeitpunkt 70, bis auf dem Vergleich von Elektrode 12 mit der Elektrode 14, keine signifikanten Unterschiede. Diese EMG-Elektrodenpositionen fallen in den Bereich des Überganges zwischen den minimal erregten posterior-kaudalen Muskelabschnitt und den maximal erregten kranial-anterioren Muskelbereich des M. temporalis. Die Elektrode 16 wies keine signifikanten Unterschiede auf.

Die Anzahl der signifikanten Unterschiede zwischen den Messelektroden hatte sich mit 22 zum Relativzeitpunkt 75 nur wenig verändert. In Abbildung 4 sind keine Veränderungen zwischen den Relativzeitpunkten 70 und 75 erkennbar. Das zeitnormierte mittlere Kauaktprofil aus Abbildung 5 zeigt einen Abfall der mittleren EMG-Amplituden bei allen Graphen der EMG-Elektroden. In Abbildung 6 ist erkennbar, dass die Messelektrode 7 weiterhin die meisten signifikanten Unterschiede zu anderen EMG-Elektroden aufweist. Die zu den vorhergehenden Zeitpunkten auffällige Messelektrode 13 zeigte, im Relativzeitraum der höchsten mittleren EMG-Amplitude, zur Elektrode 7 einen signifikanten Unterschied. Die EMG-Elektroden 3, 8 und 9 lagen dahingegen im Bereich der durchschnittlichen mittleren EMG-Amplituden (Abbildung 4) und wiesen mehr signifikante Unterschiede zu den anderen Elektrodenpositionen als die Messelektrode 13 auf.

Zum Relativzeitpunkt 80 konnten ebenfalls 21 signifikante Unterschiede zwischen den 16 Elektrodenpositionen nachgewiesen werden. In Abbildung 4 dehnt sich der Bereich der minimalen mittleren EMG-Amplituden von der EMG-Elektrode 7 auf die Messelektrode 1 aus. Der Muskelbereich mit den höchsten mittleren EMG-Amplituden liegt bei den Elektroden 13 und 14. Die mittleren EMG-Amplituden fallen in dieser Phase des mittleren Kauaktprofils weiter ab und nähern sich aneinander an (Abbildung 5). Die Messelektrode 7 ist durch ihre Anzahl an signifikanten Unterschieden zu den anderen Elektroden in Abbildung 6 stark eingefärbt. Die Elektrodenpositionen 13 und 2 zeigten wieder vermehrt signifikante Unterschiede. Dadurch können die Muskelareale des M. temporalis um die Messelektroden 1/2, 6/7 und 13 in Abbildung 6 wieder voneinander abgegrenzt werden. Zum Relativzeitpunkt 85 zeigten sich signifikante Unterschiede der Elektrodenpositionen 1 zu den Messelektroden 13, 14 und 15. In Abbildung 5 verlaufen alle Graphen der mittleren EMG-Amplituden zusammen und sind nicht voneinander zu unterscheiden. Der Bereich der minimalen mittleren EMG-Amplituden liegt bei der Messelektrode 1 und der der maximalen mittleren EMG-Amplitude bei der Messelektrode 14.

Bei den dynamischen Interferenzmaps aus Abbildung 4 ist im weiteren Relativzeitverlauf eine Verlagerung des Bereiches der höchsten mittleren EMG-Amplitude von kranial nach kaudal-posterior erkennbar. Zu den Relativzeitpunkten 90 und 99 waren keine signifikanten Unterschiede zwischen den Messelektroden nachweisbar.

6.4 Die Effektstärke und der T-Test für gepaarte Stichproben

Der Zusammenhang zwischen dem T-Test für gepaarte Stichproben und der Effektstärke soll im Folgenden anhand des Vergleiches von Nuss mit Brot betrachtet werden. Dafür wurden 16 Vergleichszeitpunkte ausgewählt: der Nullte und dann jeder 10te Relativzeitpunkt im Verlauf des zeitnormierten mittleren Kauaktsprofils und im Bereich der erhöhten mittleren EMG-Amplituden zusätzlich jeder 5te Relativzeitpunkt.

Der Vergleich der mittleren EMG-Amplituden zwischen den verschiedenen Elektrodenpositionen der Testnahrungen Brot und Nuss beim rechtsseitigen Kauen vom rechten M. masseter zeigte, wie in Tabelle 2 angegeben, keine statistisch signifikanten Unterschiede (wenn $p < 0,05$) zu den Zeitpunkten 0, 50, 55 und 99. Zum Relativzeitpunkt 10 wiesen die Elektroden 7, 10, 13 und 16 und zum Relativzeitpunkt 45 die EMG-Elektrode 2 keine signifikanten Unterschiede auf. Für alle anderen Vergleichspaare ergaben sich signifikante Unterschiede zwischen den beiden Testnahrungen. Die farblich markierten Felder bei den Ergebnissen der berechneten Effektstärken aus Tabelle 3 gleichen den Ergebnissen vom T-Test in Tabelle 2. Dabei fallen Abstufungen innerhalb der Ausprägung der Effekte auf. Diese Abstufungen in keine, kleine, mittelgroße und große Effekte entsprechen, wie in Kapitel 5.2.5 erläutert, der von Cohen (1992) erstellten Konvention. Der Relativzeitpunkt 0 zeigte nur bei 6 Vergleichen mit nicht signifikanten Unterschieden kleine Effekte an und innerhalb der Zeitpunkte 10 und 45 ergaben sich bei den nicht signifikanten Unterschieden immer kleine Effekte. Auch zu den Zeitpunkten 50, 55 und 99 zeigten sich weitere kleine Effekte zwischen den Nahrungen. Im Bereich der signifikanten Unterschiede aus Tabelle 2 lagen in Tabelle 3 kleine, mittelgroße und große Effekte vor, während bei nicht signifikanten Ergebnissen keine oder kleine Effekte zu beobachten waren. Es wurde deutlich, dass je kleiner der berechnete Wert aus dem T-Test ist, desto größer der Wert für die Effektstärke.

Tabelle 2: Signifikante Unterschiede zwischen den mittleren EMG-Amplituden des rechten M. masseter der Testnahrungen Brot und Nuss über alle 16 Messkanäle. Statistischer Vergleich mittels T-Test für abhängige Stichproben an 16 Relativzeitpunkten ($p > 0,05$). Die signifikanten Unterschiede sind gelb hervorgehoben. Die aufgelisteten Werte werden nicht benannt.

Relativzeitpunkt	Kanal 1	Kanal 2	Kanal 3	Kanal 4	Kanal 5	Kanal 6	Kanal 7	Kanal 8	Kanal 9	Kanal 10	Kanal 11	Kanal 12	Kanal 13	Kanal 14	Kanal 15	Kanal 16
0	0,50	0,85	0,58	0,81	0,45	0,67	0,56	0,42	0,37	0,25	0,29	0,20	0,20	0,34	0,08	0,12
10	0,00	0,00	0,00	0,03	0,00	0,00	0,06	0,00	0,00	0,07	0,00	0,01	0,13	0,00	0,01	0,10
20	0,00	0,00	0,00	0,01	0,00	0,01	0,04	0,00	0,01	0,03	0,00	0,00	0,03	0,00	0,00	0,02
30	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,01	0,00	0,00	0,01	0,00	0,00	0,01	0,00	0,00	0,00
35	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
40	0,03	0,01	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
45	0,03	0,08	0,01	0,04	0,01	0,00	0,00	0,01	0,00	0,00	0,01	0,00	0,00	0,03	0,01	0,00
50	0,62	0,89	0,57	0,86	0,29	0,21	0,39	0,24	0,19	0,06	0,16	0,24	0,07	0,28	0,35	0,06
55	0,34	0,21	0,24	0,13	0,58	0,52	0,23	0,68	0,73	0,55	0,74	0,55	0,64	0,77	0,49	0,77
60	0,00	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,02	0,01	0,01	0,02	0,00	0,01	0,01	0,03	0,01	0,01
65	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
70	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
75	0,00	0,01	0,00	0,02	0,00	0,00	0,01	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
80	0,00	0,00	0,00	0,01	0,00	0,00	0,01	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
90	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,01	0,00	0,01	0,04
99	0,57	0,97	0,81	0,97	0,58	0,92	0,84	0,56	0,56	0,42	0,40	0,34	0,36	0,31	0,15	0,24

Tabelle 3: Effektstärken im Vergleich der mittleren EMG-Amplituden zwischen den Testnahrungen Brot und Nuss beim rechten M. masseter über alle 16 Messkanäle. Berechnung der Effektstärke für abhängige Stichproben an 16 Relativzeitpunkten. Farben: weiß = keine Effekte, hellblau = kleine Effekte, blau = mittelgroße Effekte, dunkelblau = große Effekte

Relativzeitpunkt	Kanal 1	Kanal 2	Kanal 3	Kanal 4	Kanal 5	Kanal 6	Kanal 7	Kanal 8	Kanal 9	Kanal 10	Kanal 11	Kanal 12	Kanal 13	Kanal 14	Kanal 15	Kanal 16
0	0,14	0,04	0,11	0,05	0,16	0,09	0,12	0,16	0,18	0,23	0,22	0,26	0,26	0,20	0,37	0,32
10	0,79	0,74	0,72	0,48	0,75	0,65	0,40	0,85	0,65	0,38	0,77	0,60	0,32	0,79	0,61	0,34
20	0,73	0,64	0,66	0,55	0,77	0,58	0,43	0,79	0,59	0,47	0,82	0,66	0,47	0,86	0,73	0,51
30	0,65	0,68	0,72	0,64	0,70	0,67	0,61	0,72	0,63	0,59	0,70	0,69	0,56	0,78	0,73	0,63
35	0,68	0,77	0,87	0,73	0,86	0,88	0,81	0,93	0,91	0,83	1,04	0,96	0,86	0,98	0,94	0,89
40	0,46	0,60	0,79	0,76	0,73	0,83	0,92	0,80	1,00	0,99	0,87	0,97	1,12	0,86	0,95	1,20
45	0,47	0,37	0,55	0,43	0,61	0,64	0,69	0,57	0,70	1,04	0,57	0,64	1,04	0,47	0,58	1,04
50	0,10	0,03	0,12	0,03	0,21	0,26	0,18	0,24	0,27	0,39	0,29	0,24	0,38	0,22	0,19	0,39
55	0,19	0,26	0,24	0,31	0,11	0,13	0,25	0,08	0,07	0,12	0,07	0,12	0,09	0,06	0,14	0,06
60	0,66	0,55	0,60	0,54	0,58	0,60	0,51	0,56	0,53	0,51	0,62	0,57	0,57	0,48	0,56	0,53
65	0,90	0,65	0,76	0,72	0,82	0,77	0,69	0,75	0,73	0,71	0,89	0,88	0,75	0,77	0,91	0,74
70	0,99	0,67	0,71	0,68	0,90	0,77	0,71	0,82	0,75	0,74	0,95	0,84	0,76	0,83	0,91	0,81
75	0,92	0,57	0,64	0,52	0,85	0,73	0,57	0,76	0,78	0,69	0,77	0,68	0,76	0,64	0,64	0,65
80	0,91	0,69	0,80	0,57	0,86	0,86	0,61	0,81	0,78	0,65	0,77	0,73	0,69	0,70	0,68	0,64
90	1,12	1,07	1,13	1,11	1,14	1,01	0,99	0,98	0,76	0,64	0,82	0,62	0,61	0,77	0,58	0,43
99	0,11	0,01	0,05	0,01	0,11	0,02	0,04	0,12	0,12	0,16	0,17	0,19	0,19	0,21	0,30	0,24

6.5 Effektstärke

6.5.1 Analyse der Effektstärke über den gesamten Kauakt anhand des Vergleiches ausgewählter Nahrungspaare beim M. masseter der Arbeitsseite

Wie in Abschnitt 5.1.2 beschrieben, liegen statistisch signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Testnahrungen vor. Mit der Effektstärke soll nun geklärt werden, wie groß die Effekte zwischen den Nahrungen sind und in welche Kauaktbereiche diese fallen. Es wird gezeigt, dass je nach Nahrungsvergleich ein individueller Verlauf der Effektstärkengraphen zu verzeichnen ist und die Größe der Effekte über das gesamte mittlere EMG-Kauaktprofil variiert.

Bisherige Vergleiche zwischen den Testnahrungen, von Engel (2010), betrachten ausschließlich den Relativzeitraum der höchsten mittleren EMG-Amplituden (Gipfel der EMG-Aktivität des Kauaktes). Eine statistische Auswertung über den gesamten Kauakt erscheint deshalb notwendig.

Pro Testnahrungsvergleich wurden die 16 Oberflächenelektroden des M. masseter über 100 Relativzeitpunkte beim Kauen der einzelnen Nahrungen miteinander verglichen.

In Abbildung 7 sind die Effektstärken-Diagramme für den Vergleich von Nuss mit Möhre und Möhre mit Brot beim M. masseter der Arbeitsseite dargestellt. Zur Orientierung im Zeitverlauf sind die Kurven der mittleren EMG-Amplituden der jeweiligen Nahrung beispielhaft für den EMG-Kanal 15 eingetragen. Das berechnete Signifikanzniveau $p < 0,05$ lag bei einer Effektstärke von 0,41. Alle Wert, die die Effektstärke von 0,41 überschreiten, wiesen einen signifikanten Unterschied ($p < 0,05$) zwischen den Testnahrungen auf (Vergleiche Kapitel 5.2.5).

Die Kurvenschar der Effektstärken verläuft beim Vergleich von Nuss mit Möhre konträr zur Kurve der mittleren EMG-Amplitude, das heißt, dass bei niedriger mittlerer EMG-Amplitude große Effekte und bei hoher mittlerer EMG-Amplitude gar keine Effekte aufzuzeigen sind. Dagegen verläuft die Kurvenschar bei der Gegenüberstellung von Möhre mit Brot entsprechend der dargestellten Kurve der mittleren EMG-Amplitude. Bei beiden Vergleichen kommt es nach dem Abfall der mittleren EMG-Amplitude ab dem Relativzeitpunkt 90 nochmals zur Steigerung der Effekte zwischen den Nahrungen.

Die Betrachtung der einzelnen mittleren EMG-Amplituden von Nuss und Möhre zeigen, dass Anfangs während der Kieferöffnungsbewegung ein Unterschied zwischen den beiden Graphen mit gleichzeitig auftretenden großen Effekten vorhanden ist. Im weiteren Zeitverlauf kommt es dagegen zu einer Annäherung der Amplituden mit Überkreuzung der Kurven der mittleren EMG-Amplituden der beiden Nahrungen. Zwischen der Testnahrungen Nuss und Möhre wurden im Relativzeitbereich 65 bis 79 gar keine Effekte nachgewiesen. Danach trennen sich die EMG-Graphen und die Effekte werden größer. Beim Vergleich von Nuss mit Möhre beim M. masseter der Arbeitsseite zeigten 72,19 % der 1600 Stichproben statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Testnahrungen.

Beim Vergleich von Möhre und Brot kreuzen sich die Kurven in Abbildung 7 zu den Relativzeitpunkten 14 und 85. Gleichzeitig treten kleine oder gar keine Effekte auf. Die Kurven der mittleren EMG-Amplituden laufen bis zum Gipfelintervall weiter auseinander und die Effektstärke nimmt dabei ebenfalls zu. Innerhalb dieses Vergleiches ergab sich ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Testnahrungen Möhre und Brot bei 59,31 % der 1600 Stichproben.

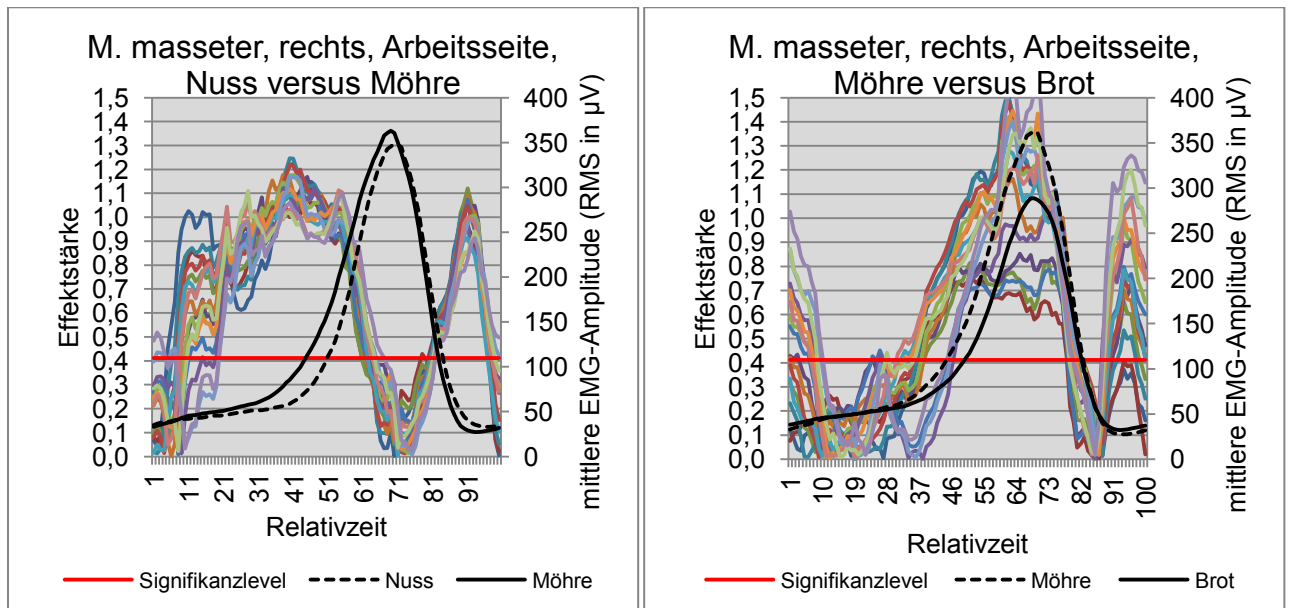


Abbildung 7: Effektstärken und mittlere EMG-Amplituden des rechten M. masseter (Arbeitsseite) beim Vergleich der mittleren EMG-Amplituden während des Kauens der Testnahrungen Nuss und Möhre (linke Abbildung) sowie Möhre und Brot (rechte Abbildung). Farbige markierte Graphen in beiden Abbildungen: Effektstärken zwischen den mittleren EMG-Amplituden der 16 einander entsprechenden Elektrodenpositionen. Schwarze Graphen: Kurve der mittleren EMG-Amplituden des M. masseter an der Elektrodenposition 15 der Testnahrungen Nuss, Möhre und Brot. Rote horizontale Linie: Das Signifikanzniveau von $p < 0,05$ wird bei einer Effektstärke von 0,41 erreicht.

In Abbildung 8 sind die mittleren EMG-Amplituden der Kanäle 15 der Testnahrung mit den Standardabweichungen und die berechnete Effektstärke zwischen den EMG-Kanälen 15 der beiden Testnahrungen abgetragen. Die Standardabweichungen sind entsprechend der mittleren EMG-Amplitude zu Beginn des Kauaktes klein und werden mit größer werdender Amplitude auch größer.

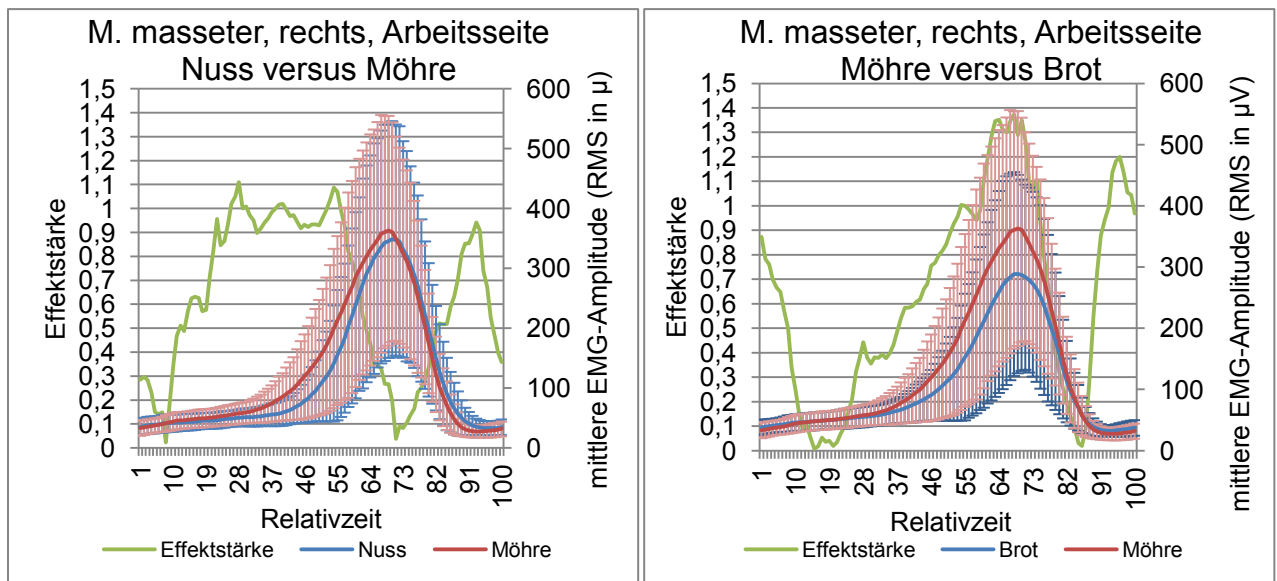


Abbildung 8: Effektstärke und mittlere EMG-Amplituden des rechten M. masseter (Arbeitsseite) bezüglich des Vergleichs der Testnahrungen Nuss mit Möhre (linke Abbildung) und Möhre mit Brot (rechte Abbildung). Grüner Graph: Effektstärke des Unterschiedes der mittleren EMG-Amplituden an der EMG-Elektrodenposition 15 zwischen den Testnahrungen Nuss und Möhre sowie Möhre und Brot. Blaue und rote Graphen: Kurven der mittleren EMG-Amplituden des M. masseter an der Elektrodenposition 15 der Testnahrungen Nuss, Möhre und Brot.

Die Effektstärke für abhängige Stichproben ergibt sich, wie in Formel 1 aufgezeigt, aus dem Mittelwert der Differenzen zur Streuungen der Differenzen der Stichproben (Bortz und Schuster 2010). Zum besseren Verständnis dieses Zusammenhangs wurden die Parameter der Effektstärke, die Mittelwerte der Differenzen und die Streuungen der Differenzen in Abbildung 9 am Beispiel des Messkanales 15 dargestellt.

Beim Vergleich von Nuss mit Möhre liegen, in Abbildung 9, der Mittelwert der Differenzen und die Effektstärke zum Relativzeitpunkt 8 bei null, während die Streuungen der Differenzen etwas größer ist. Im Folgenden steigen der Mittelwerte der Differenzen und die Effektstärke. Die Streuung der Differenzen bleibt annähernd gleich. Zum Zeitpunkt 22 haben sich die Mittelwerte der Differenzen und die Streuungen der Differenzen angenähert und werden gleichmäßig größer. Die Effektstärke liegt ab diesem Zeitpunkt um den Wert von eins. Ab

dem Relativzeitpunkt 54 steigt die Streuung der Differenzen weiterhin leicht an. Der Mittelwert der Differenzen sinkt gemeinsam mit der Effektstärke bis zum Zeitpunkt 71. Danach ist bei allen drei Graphen ein Anstieg nachzuweisen. Ab dem Relativzeitpunkt 82 fallen die Werte für den Mittelwert und der Streuung der Differenzen kontinuierlich. Die Effektstärke wird weiterhin größer, bis sich der Mittelwerte und die Streuung der Differenzen zum Zeitpunkt 93 aneinander angeglichen haben und einen Effekt von circa eins aufweisen. Während die Streuung der Differenzen danach auf einem konstanten Niveau verbleibt, sinken die Werte für den Mittelwert der Differenzen und der Effektstärke.

Beim Vergleich von Brot mit Möhre sinken, in Abbildung 9, zunächst der Mittelwert der Differenzen und die Effektstärke bis zum Relativzeitpunkt 20 auf einen Wert nahe null. Danach steigen alle drei Graphen gleichmäßig bis zum Relativzeitpunkt 57 an. Die Streuung und der Mittelwert der Differenzen sind ungefähr gleichgroß und der Effekt liegt bei dem Wert eins. Danach wird die Streuung der Differenzen kleiner, der Mittelwert der Differenzen verbleibt auf annähernd gleichem Niveau und die Effektstärke steigt weiterhin an. Vom Relativzeitpunkt 70 bis 85 werden die Werte für den Mittelwert der Differenzen und der Effektstärke kontinuierlich kleiner. Auch die Streuung der Differenzen fällt gleichmäßig, nachdem sie vom Zeitpunkt 75 bis 79 zunächst größer geworden war. Ab dem Relativzeitpunkt 85 sind der Mittelwert und die Streuung der Differenzen wieder ungefähr gleichgroß und die Effektstärke steigt ebenfalls wieder an.

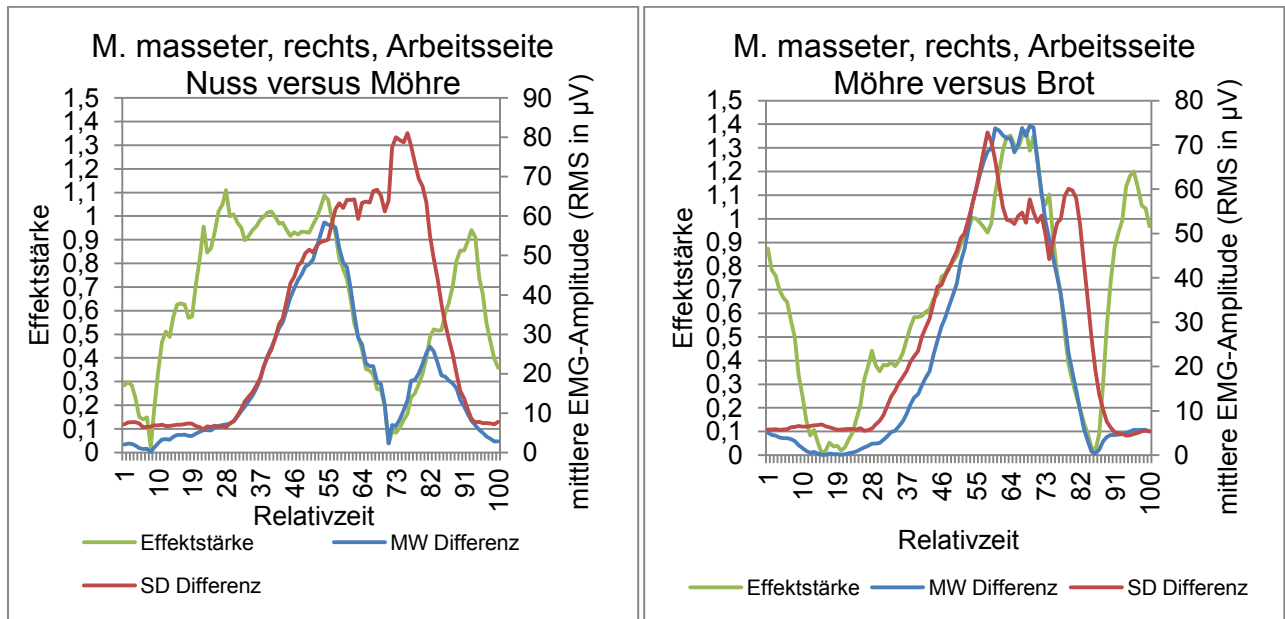


Abbildung 9: Effektstärke des rechten M. masseter (Arbeitsseite) bezüglich des Vergleichs zwischen den mittleren EMG-Amplituden der Testnahrungen Nuss mit Möhre (linke Abbildung) und Möhre mit Brot (rechte Abbildung). Mittelwert der Differenzen (blauer Graph) und Streuung der Differenzen (roter Graph) zwischen den mittleren EMG-Amplituden an Elektrodenposition 15 der Testnahrungen. Grüner Graph: die daraus berechnete Effektstärke

Bei der Berechnung der Effektstärke entstehen je nach Testnahrungsvergleich differente Kurvenschmarmuster. Im Folgenden sollen nun am Beispiel der Vergleiche Möhre mit Fleisch und Brot mit Knäckeibrot in Abbildung 10 die Kurvenscharen anhand des rechten M. masseter analysiert werden. Um die Diagramme untereinander beurteilen zu können wurde ein maximaler Skalenwert bis 1,5 für die Effektstärke und bis 450 μV für die mittlere EMG-Amplitude gewählt. Auch wenn die Effektstärken über 1,5 hinausgehen, so liegt der für diese Untersuchung relevante Diagrammbereich bei 0 bis 1, da die 0,8 überschreitenden Werte insgesamt als große Effekte klassifiziert werden.

Bei der Gegenüberstellung des Kauens von Möhre und Fleisch liegen in Abbildung 10 die meisten Graphen für die Effektstärke zu Beginn über dem Signifikanzniveau von 0,41, mit Ausnahme des Effektstärken-Graphen 2. Kurz nach der Kreuzung der mittleren EMG-Amplituden zum Relativzeitpunkt 28 und während der höchsten mittleren EMG-Amplitude (EMG-Aktivitätsgipfel im Kauakt) sind die Effekte zwischen den Nahrungen trotz differenter Mittelwertunterschiede zu beiden Zeitintervallen annähernd gleich. Im Umkehrbereich vom Abstieg zum Wiederanstieg der mittleren EMG-Amplituden zum Relativzeitpunkt 91 fallen zum Teil sehr große Effektstärken auf. Insgesamt zeigte sich ein statistisch signifikanter

Unterschied zwischen den Testnahrungen Möhre und Fleisch in 52,94 % des Verlaufes des Kauaktes.

Im Gegensatz dazu weist der Vergleich von Brot und Knäckebröt beim M. masseter (Arbeitsseite) in 99,63 % des Kauaktverlaufes einen signifikanten Unterschied auf. Dabei treten nur im Relativzeitraum 74 bis 87 wenige kleine und mittelgroße Effekte neben den sonst hohen Effekten auf. Dieser Zeitraum fällt in den Bereich des Abstieges der mittleren EMG-Amplituden mit einer Annäherung der Graphen der EMG-Amplituden.

Die beiden Diagramme aus Abbildung 10 zeigen ein sehr differentes Bild. Während innerhalb des Vergleiches von Möhre mit Fleisch vorzugsweise kleine bis mittelgroße Effekte überwiegen, liegen bei der Gegenüberstellung von Brot mit Knäckebröt große beziehungsweise sehr große Effekte vor.

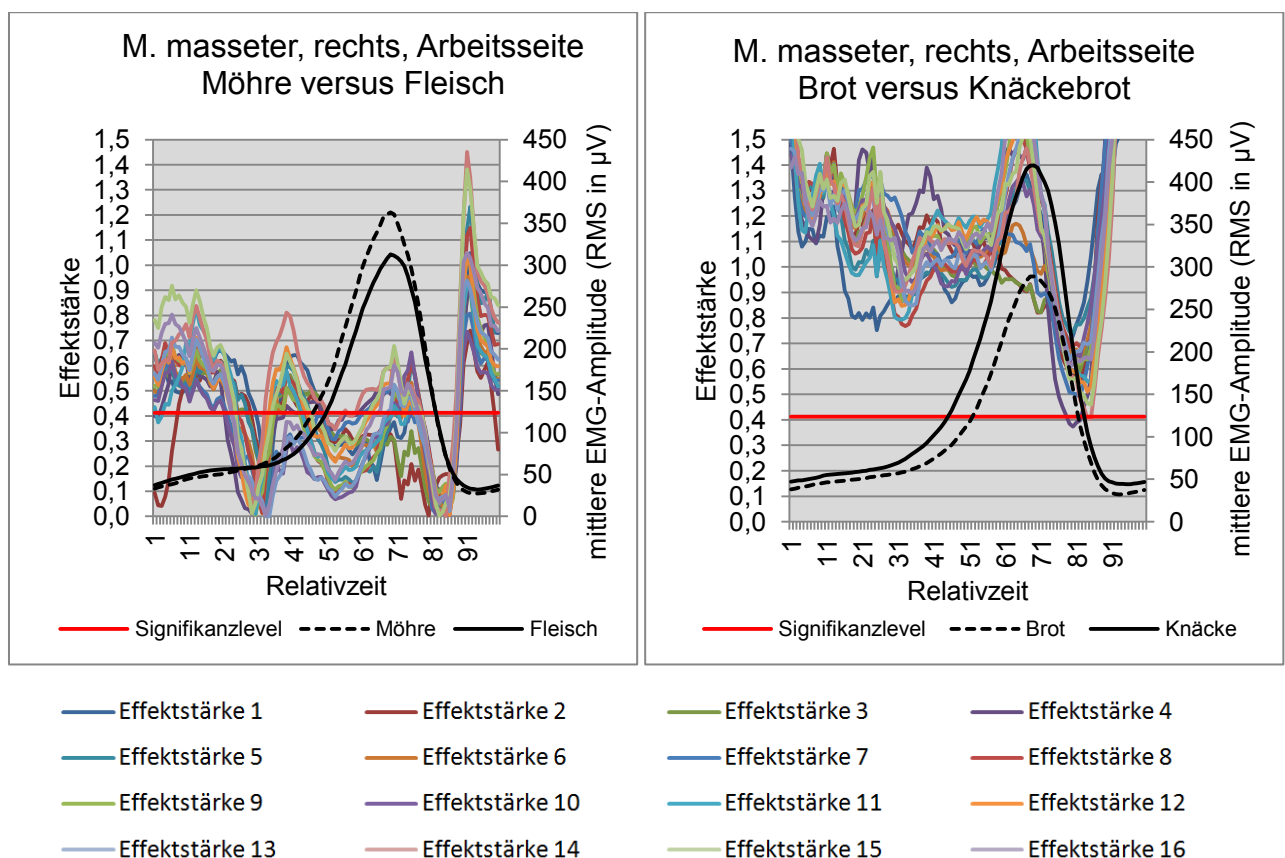


Abbildung 10: Effektstärken und mittlere EMG-Amplituden des rechten M. masseter (Arbeitsseite) beim Vergleich der mittleren EMG-Amplituden während des Kauens der Testnahrungen Möhre und Fleisch (linke Abbildung) sowie Brot und Knäckebröt (rechte Abbildung). Farbige markierte Graphen in beiden Abbildungen: Effektstärken zwischen den mittleren EMG-Amplituden der 16 einander entsprechenden Elektrodenpositionen. Schwarze Graphen: Kurve der mittleren EMG-Amplituden des M. masseter an der Elektrodenposition 15 der Testnahrungen Möhre, Fleisch, Brot und Knäckebröt. Rote horizontale Linie: Das Signifikanzniveau von $p < 0,05$ wird bei einer Effektstärke von 0,41 erreicht.

6.5.2 Gruppierung der Effektstärkendiagramme des M. masseter der Balanceseite

In Abschnitt 6.5.1 wurde beschrieben, dass sich bei der Berechnung der Effektstärke zwischen den Testnahrungen differente Kurvenschmarmuster ergeben. Im Folgenden wird eine Gruppierung der differenten Effektstärken-Kurvenscharen am Beispiel des M. masseter der Balanceseite erstellt.

Die in Abbildung 11 dargestellten Effektstärken zeigen einen ähnlichen Verlauf zu den abgetragenen mittleren EMG-Amplitude der Elektrodenposition 15 der Testnahrungen. Die Anfangsphase und das Ende des mittleren Kauaktes weisen einen individuellen Verlauf der Effektstärken auf. Für diese Gruppe sind die Vergleiche von Brot und Fleisch sowie Möhre und Brot als Beispiel ausgewählt worden. Zu dieser Gruppe gehören ebenfalls die Vergleiche von Nuss und Brot, Brot und Knäckebrot, Knäckebrot und Fleisch sowie Knäckebrot und Möhre. Allen gemeinsam ist die Vergrößerung der Effekte bis zum Gipfel der höchsten EMG-Aktivität mit danach folgendem Abfall der Effekte.

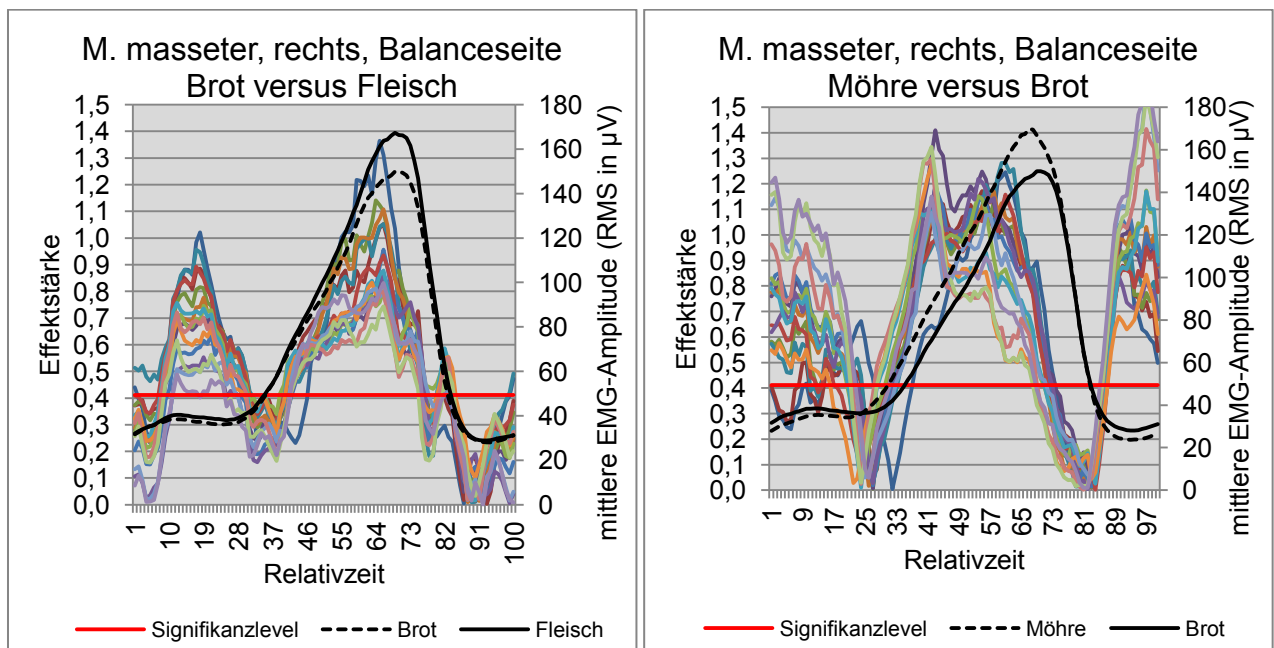


Abbildung 11: Effektstärken und mittlere EMG-Amplituden des rechten M. masseter (Balanceseite) beim Vergleich der mittleren EMG-Amplituden während des Kauens der Testnahrungen Brot und Fleisch (linke Abbildung) sowie Möhre und Brot (rechte Abbildung). Farbig markierte Graphen in beiden Abbildungen: Effektstärken zwischen den mittleren EMG-Amplituden der 16 einander entsprechenden Elektrodenpositionen. Schwarze Graphen: Kurve der mittleren EMG-Amplituden des M. masseter an der Elektrodenposition 15 der Testnahrungen Brot, Fleisch und Möhre. Rote horizontale Linie: Das Signifikanzniveau von $p < 0,05$ wird bei einer Effektstärke von 0,41 erreicht.

Im Gegensatz zu den in Abbildung 11 gezeigten Diagrammen beschreiben die in Abbildung 12 dargestellten Effektstärken einen entgegengesetzten Graphenverlauf zu den mittleren EMG-Amplituden der Testnahrungen. Große Effekte treten bei niedrigen EMG-Amplituden und kleine bis gar keine Effekte bei großen mittleren EMG-Amplituden auf. Zu dieser Gruppe gehören neben den Vergleichen von Nuss mit Fleisch und Nuss mit Möhre auch die Vergleiche von Möhre mit Fleisch und Brot mit Kaugummi.

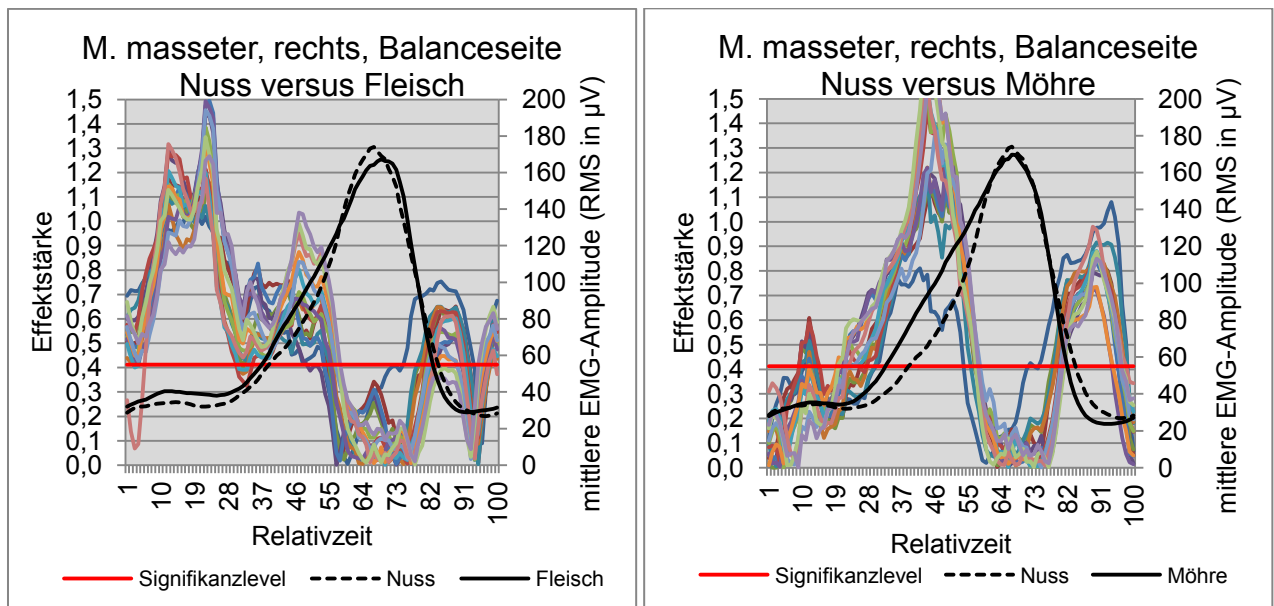


Abbildung 12: Effektstärken und mittlere EMG-Amplituden des rechten M. masseter (Balanceseite) beim Vergleich der mittleren EMG-Amplituden während des Kauens der Testnahrungen Nuss und Fleisch (linke Abbildung) sowie Nuss und Möhre (rechte Abbildung). Farbige markierte Graphen in beiden Abbildungen: Effektstärken zwischen den mittleren EMG-Amplituden der 16 einander entsprechenden Elektrodenpositionen. Schwarze Graphen: Kurve der mittleren EMG-Amplituden des M. masseter an der Elektrodenposition 15 der Testnahrungen Nuss, Fleisch und Möhre. Rote horizontale Linie: Das Signifikanzniveau von $p < 0,05$ wird bei einer Effektstärke von 0,41 erreicht.

Die dritte Gruppe zeigt, wie in Abbildung 13 erkennbar, während des Abstieges der mittleren EMG-Amplituden ebenfalls eine Verringerung der Effekte. Dabei können keine Überschneidungen zwischen den dargestellten mittleren EMG-Amplituden der Testnahrungen festgestellt werden. Neben den gezeigten Vergleichen von Nuss mit Knäckebrot und Möhre mit Kaugummi gehört ebenfalls die Vergleiche von Knäckebrot mit Fleisch in diese Gruppe.

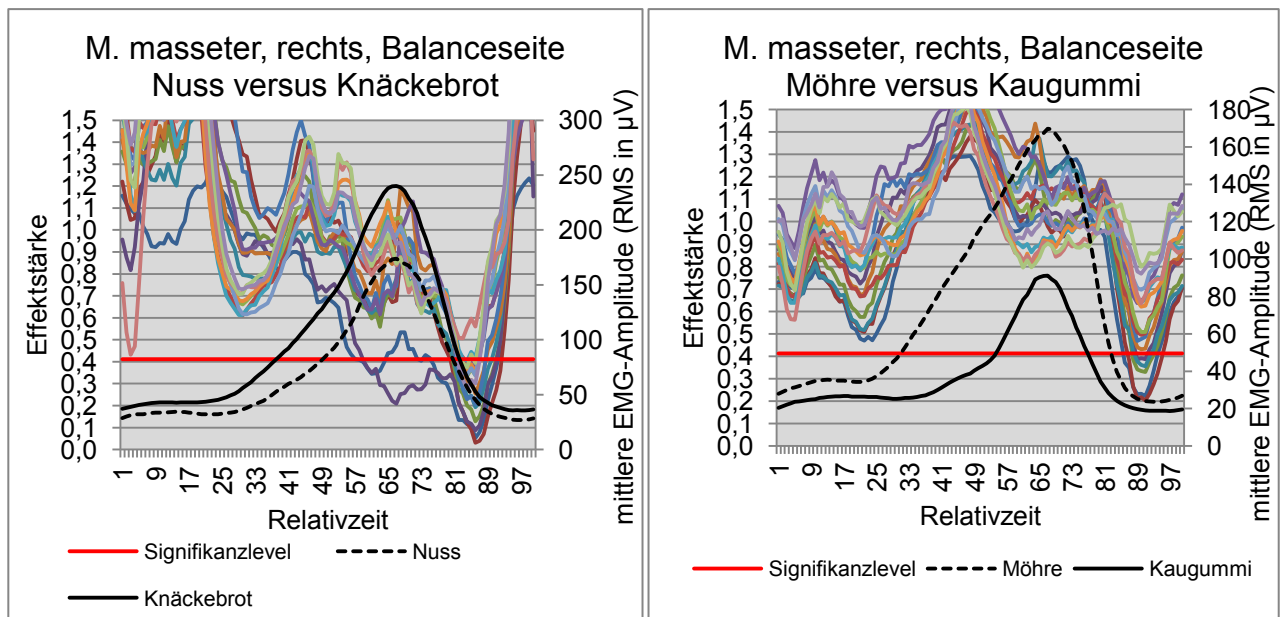


Abbildung 13: Effektstärken und mittlere EMG-Amplituden des rechten M. masseter (Balanceseite) beim Vergleich der mittleren EMG-Amplituden während des Kauens der Testnahrungen Nuss und Knäckebrot (linke Abbildung) sowie Möhre und Kaugummi (rechte Abbildung). Farbige markierte Graphen in beiden Abbildungen: Effektstärken zwischen den mittleren EMG-Amplituden der 16 einander entsprechenden Elektrodenpositionen. Schwarze Graphen: Kurve der mittleren EMG-Amplituden des M. masseter an der Elektrodenposition 15 der Testnahrungen Nuss, Knäckebrot, Möhre und Kaugummi. Rote horizontale Linie: Das Signifikanzniveau von $p < 0,05$ wird bei einer Effektstärke von 0,41 erreicht.

Die Diagramme der Vergleiche der Testnahrungen Knäckebrot und Kaugummi sowie Nuss und Kaugummi wurden keiner Gruppe zugeordnet. Bei diesen Effektstärkengraphen konnten keine Ähnlichkeiten zu dem mittleren Kauaktprofil oder den Effektstärken-Kurvenscharen der anderen Vergleichen hergestellt werden.

6.5.3 Darstellung der Effektstärkendiagramme von Arbeitsseite und Balanceseite des Vergleiches zwischen dem Kauen von Brot und Fleisch

Zur Beurteilung des Einflusses von Arbeitsseite und Balanceseite auf die Effektstärke, wurde exemplarisch der Vergleich zwischen den Testnahrungen Brot und Fleisch innerhalb des rechten M. masseter und M. temporalis herangezogen. Alle vier in Abbildung 14 dargestellten Diagramme zeigen einen ähnlichen Graphenverlauf der Effektstärken.

Die Bereiche der größten Effektstärken liegen beim M. masseter der Arbeitsseite in den Relativzeiten 14 bis 22 und 60 bis 67. Dabei fällt der erste Relativzeitbereich in die Unterkieferöffnungsbewegung und der zweite in die Kieferschließbewegung. Beim M. masseter der Balanceseite werden die größten Effekte vom Relativzeitpunkt 13 bis 18 und 62 bis 65, beim M. temporalis der Arbeitsseite zum Zeitpunkt 13 und 66 und beim M. temporalis der Balanceseite in der Relativzeitspanne vom Punkt 14 bis 17 und 59 bis 64 erreicht. Auch die Zeitintervalle mit niedrigeren Effekten sind in den vier Diagrammen ähnlich.

Beim linksseitigen Kauen ist beim rechten M. temporalis (Balanceseite) zum Relativzeitpunkt 89 eine Erhöhung auf mittelgroße Effekte dargestellt. Die Kurvenscharen der Effektstärken der anderen Diagramme wirken zu diesem Zeitpunkt in sich inhomogen und erreichen kleinere Effekte. Auch wenn die Phasen von niedrigen und hohen Effekten in allen Diagrammen weitestgehend ähnlich zueinander liegen, so unterscheiden sich die Absolutwerte von einander. Der rechte M. masseter zeigt beim rechtsseitigen Kauen (Arbeitsseite) im Bereich des ersten Gipfels der Effektstärkengraphen eine Effektstärke von 1,23 und im zweiten Gipfel von 1,15. Im Zeitintervall zwischen beiden Gipfeln sind keine Effekte nachweisbar. Die Effektstärke beim M. masseter der Balanceseite liegt im ersten Gipfel bei 1,02 und beim Zweiten bei 1,36 mit einem zwischenzeitlichen Absinken der Effektstärke auf 0,16. Die erste Erhöhung der Effektstärkengraphen beim M. temporalis der Arbeitsseite liegt bei einer Effektstärke von 1,34 und die Zweite bei 1,31. Dazwischen liegen bei einem Wert für die Effektstärke von 0,13 keine Effekte zwischen Brot und Fleisch vor. Die Effektstärken des M. temporalis der Balanceseite erreichen Werte von 0,94 und 1,12 in den zwei Gipfelbereichen und 0,08 im Tal dazwischen.

Das Signifikanzniveau wurde beim M. masseter der Arbeitsseite in 52,88 %, beim M. masseter der Balanceseite in 61,81 %, beim M. temporalis der Arbeitsseite in 54,50 % und beim M. temporalis der Balanceseite in 52,88 % der Relativzeitpunkte überschritten.

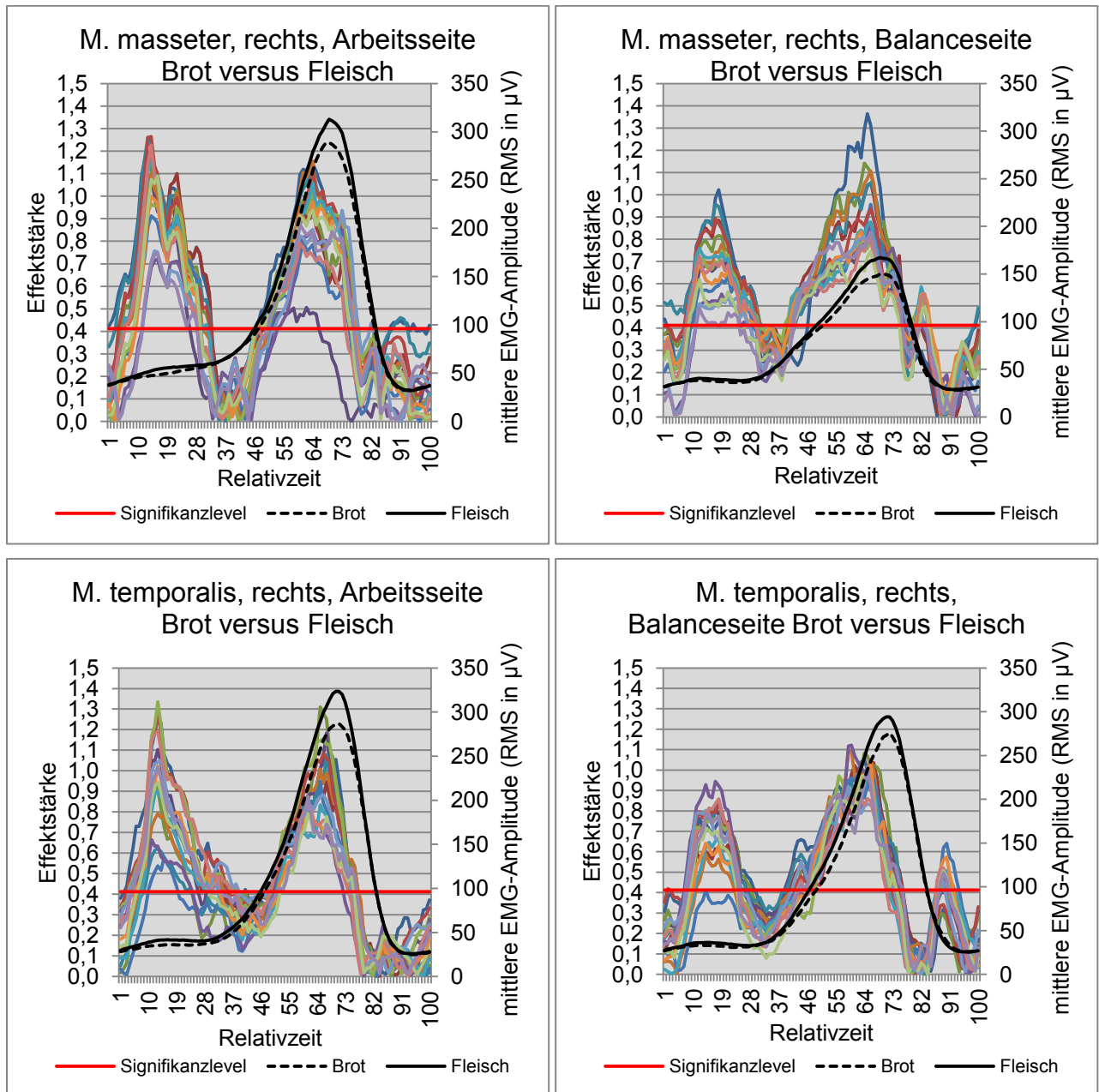


Abbildung 14: Effektstärken und mittlere EMG-Amplituden des rechten M. masseter und M. temporalis beim rechtsseitigen und linksseitigen Kauen (Arbeitsseite und Balanceseite) beim Vergleich der mittleren EMG-Amplituden während des Kauens der Testnahrungen Brot und Fleisch. Farbige Graphen in den Abbildungen: Effektstärken zwischen den mittleren EMG-Amplituden der 16 einander entsprechenden Elektrodenpositionen. Schwarze Graphen: Kurve der mittleren EMG-Amplituden des M. masseter an der Elektrodenposition 15 und des M. temporalis an der Elektrodenposition 13 der Testnahrungen Brot und Fleisch. Rote horizontale Linie: Das Signifikanzniveau von $p < 0,05$ wird bei einer Effektstärke von 0,41 erreicht.

6.5.4 Vergleich zwischen der Arbeitsseite und der Balanceseite

Wie in den Dissertationen von Engel (2010) und Arnold (2013) thematisiert, stellt sich bei der Betrachtung der Kaumuskulatur unter anderem die Frage nach dem Unterschied zwischen der Arbeits- und der Balanceseite beim Kauen von Nahrungen. Dass zwischen beiden Kauseiten signifikante Unterschiede bestehen wurde bereits nachgewiesen (Arnold 2013). Nun soll über das gesamte mittlere Kauaktprofil mithilfe der Effektstärke beurteilt werden, wie groß die Unterschiede zwischen den Testnahrungen sind und in welchen Kauaktbereiche diese liegen. Dabei korreliert die Effektstärke nicht ausschließlich mit den Mittelwertsunterschieden der mittleren EMG-Amplituden, sondern wird zusätzlich von den Streuungen der mittleren EMG-Amplituden der Testnahrungen beeinflusst.

Vergleich zwischen Arbeitsseite (beim rechtsseitigen Kauen) und Balanceseite (beim linksseitigen Kauen) am Beispiel des rechten M. masseter und rechten M. temporalis beim Kauen der Testnahrung Nuss

Die in Abbildung 15 dargestellten Diagramme zeigen die Effektstärken im Vergleich zwischen der Arbeitsseite und der Balanceseite am Beispiel der Testnahrung Nuss anhand des rechten M. masseter und des rechten M. temporalis. Die Testnahrung wurde einmal auf der rechten Seite und einmal auf der linken Seite gekaut. Dabei fungiert der rechte M. masseter und der rechte M. temporalis einmal als Arbeitsseite und einmal als Balanceseite. Die Kauakte wurden demnach nacheinander auf einer Schädelseite aufgezeichnet.

In den Diagrammen aus Abbildung 15 repräsentiert der schwarze durchgezogene Graph den Verlauf der mittleren EMG-Amplitude der Arbeitsseite und der schwarze gestrichelte Graph steht für die Balanceseite. Beim M. masseter wurde die Elektrodenposition 15 und beim M. temporalis die Elektrodenposition 13 exemplarisch ausgewählt.

Insgesamt stellt sich beim M. masseter im Gegensatz zu den bisherigen Effektstärkendiagrammen eine aufgefächertere Kurvenschar dar, in der alle 16 Graphen demselben Muster folgen. Zu Beginn des Kauaktes zeigen sich kleine bis große Effekte. Die mittlere EMG-Amplitude der Balanceseite steigt ab dem Relativzeitpunkt 27 an. Dabei nähern sich die EMG-Graphen von Arbeits- und Balanceseite aneinander an, bis die mittlere EMG-Amplitude der Arbeitsseite ab dem Relativzeitpunkt 41 einen deutlichen Anstieg zeigt. Der Abstand zwischen den EMG-Graphen und die Effekte werden wieder größer. Der größte Unterschied der mittleren EMG-Amplituden zwischen Arbeits- und Balanceseite beim M.

masseter ist im Bereich des Gipfels der mittleren EMG-RMS-Amplituden, während der Kieferschließbewegung zu finden. Die Effektstärken sind dabei, trotz größeren Mittelwertabstandes, kleiner als in der Kieferöffnungsbewegung zum Relativzeitpunkt 27. Insgesamt waren am M. masseter die EMG-Aktivitätsunterschiede zwischen der Arbeitsseite und der Balanceseite in 86,31% der Relativzeitpunkte des mittleren Kauaktes statistisch signifikant ($p < 0,05$).

Beim M. temporalis verlaufen im Gegensatz zum M. masseter die mittleren EMG-Amplituden der Arbeitsseite und der Balanceseite an der Elektrodenposition 13 annähernd deckungsgleich mit vier Kreuzungen der EMG-Graphen (rechte Abbildung 15). Die Effektstärke zeigt über den gesamten mittleren Kauakt hauptsächlich nur kleine beziehungsweise keine Effekte zwischen der Arbeitsseite und der Balanceseite. Die Kurvenschar der Effektstärke erscheint weniger aufgefächert als beim M. masseter. Nur der Effektstärkengraph 6 erreicht zum Relativzeitpunkt 26 kurzzeitig große Effekte. Das Signifikanzniveau wurde beim Vergleich zwischen Arbeits- und Balanceseite beim M. temporalis in 17,88% überschritten.

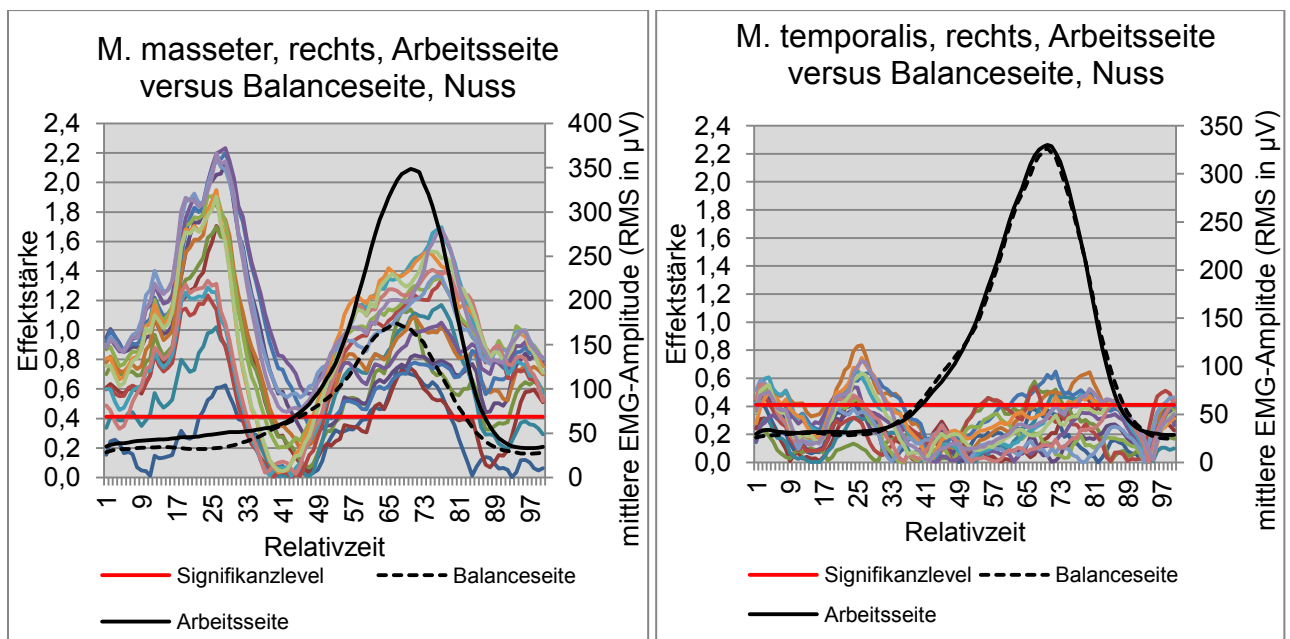


Abbildung 15: Effektstärken und mittlere EMG-Amplituden des rechten M. masseter (linke Abbildung) und rechten M. temporalis (rechte Abbildung) beim Vergleich zwischen Arbeitsseite und Balanceseite (beim rechtsseitigen und linksseitigen Kauen) der Testnahrung Nuss. Farbige markierte Graphen in den Abbildungen: Effektstärken zwischen den mittleren EMG-Amplituden der 16 einander entsprechenden Elektrodenpositionen. Schwarze Graphen: Kurve der mittleren EMG-Amplituden des M. masseter an der Elektrodenposition 15 und des M. temporalis an der Elektrodenposition 13 der Arbeits- und Balanceseite. Rote horizontale Linie: Das Signifikanzniveau von $p < 0,05$ wird bei einer Effektstärke von 0,41 erreicht.

Vergleich zwischen dem rechten und linken M. masseter und dem rechten und dem linken M. temporalis beim rechtsseitigem Kauen der Testnahrung Nuss

Die in Abbildung 16 dargestellten Diagramme zeigen den Vergleich zwischen dem rechten und linken M. masseter und dem rechten und linken M. temporalis mit Hilfe der Effektstärke. Die Testnahrung Nuss wurde auf der rechten Seite gekaut. Somit stellt die rechte Seite die Arbeitsseite und die linke Seite die Balanceseite dar. Die Kauakte wurden, anders als die vorhergehenden Vergleich von Arbeitsseite und Balanceseite, zeitgleich auf gegenüberliegenden Schädelseiten aufgezeichnet.

Die Kurvenschar des M. masseter zeigt in Abbildung 16 ein sehr stark aufgefächertes Bild, sodass beispielsweise innerhalb der ersten Relativzeitpunkte beim Vergleich der jeweiligen EMG-Elektroden 2 keine Effekte und zwischen den Elektroden 16 große Effekte nachweisbar sind. Der Effektstärkengraph 1 zeigt insgesamt einen anderen Graphenverlauf als die Effektstärkenkurvenschar. So werden die Effekte zwischen den Messelektroden 1 zu Beginn des zeitnormierten mittleren Kauaktprofils immer kleiner, während die Effekte zwischen den anderen Messelektroden bis zum Relativzeitpunkt 27 ansteigen. Ab dem Zeitpunkt 27 wird die Effektstärke zwischen dem rechten M. masseter (Arbeitsseite) und dem linken M. masseter (Balanceseite) beim Großteil der Messelektroden bis zum Relativzeitpunkt 41 wieder kleiner. Die Effektstärkengraphen 2, 4, 7 und 10 werden weiterhin kleiner. Dahingegen verlaufen die anderen Effektstärkengraphen ab dem Relativzeitpunkt 41 entsprechend der mittleren EMG-Amplitude der EMG-Elektroden der Arbeits- und der Balanceseite und werden bis zum Relativzeitpunkt 72 wieder größer. Zum Zeitpunkt 70 erreicht die mittlere EMG-Amplitude ihr Maximum im mittleren Kauaktprofil. Mit Ausnahme des Effektstärkengraphen 1 wurde bis zum Relativzeitpunkt 92 die Effektstärke kleiner, sodass zwischen einigen EMG-Elektroden keine Effekte nachgewiesen werden konnten. Zu diesem Zeitpunkt ist die geringste Auffächerung der Kurvenschar erkennbar. Das Signifikanzniveau wurde beim Vergleich zwischen Arbeitsseite und Balanceseite beim M. masseter in 92,38 % überschritten.

Die Graphen der mittleren EMG-Amplituden der Messelektroden 13 des rechten M. temporalis (Arbeitsseite) und des linken M. temporalis (Balanceseite) verlaufen in Abbildung 16 annähernd gleich. Die Kurven zeigen zwei Überschneidungen. Beim Verlauf der Effektstärkengraphen kann kein einheitliches Graphenmuster festgestellt werden. Die Effektstärkengraphen der Elektroden 4, 8, 9, 13 und 14 zeigen zu Beginn des mittleren Kauaktprofils keine Effekte und steigen danach, entsprechend der mittleren EMG-Amplitude,

auf sehr große Effekte an. Ab dem Relativzeitpunkt 75 werden die Effekte zwischen den jeweiligen Messelektroden 4, 8, 9, 13 und 14 wieder kleiner bis ab dem Zeitpunkt 87 keine Effekte festgestellt wurden. Im Gegensatz dazu zeigen die Vergleiche zwischen den jeweiligen EMG-Elektroden 3, 5, 6, 7, 10, 11, 12 und 15 im Relativzeitraum 71 bis 75 der höchsten mittleren EMG-Amplituden keine Effekte zwischen dem rechten (Arbeitsseite) und linken (Balanceseite) M. temporalis. Danach konnten zwischen den Messelektroden 3, 5, 6, 7, 10, 11, 12 und 15 mittelgroße Effekte nachgewiesen werden.

Einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der Arbeitsseite und der Balanceseite beim M. temporalis beim Kauen der Testnahrung Nuss konnte in 55,23 % festgestellt werden.

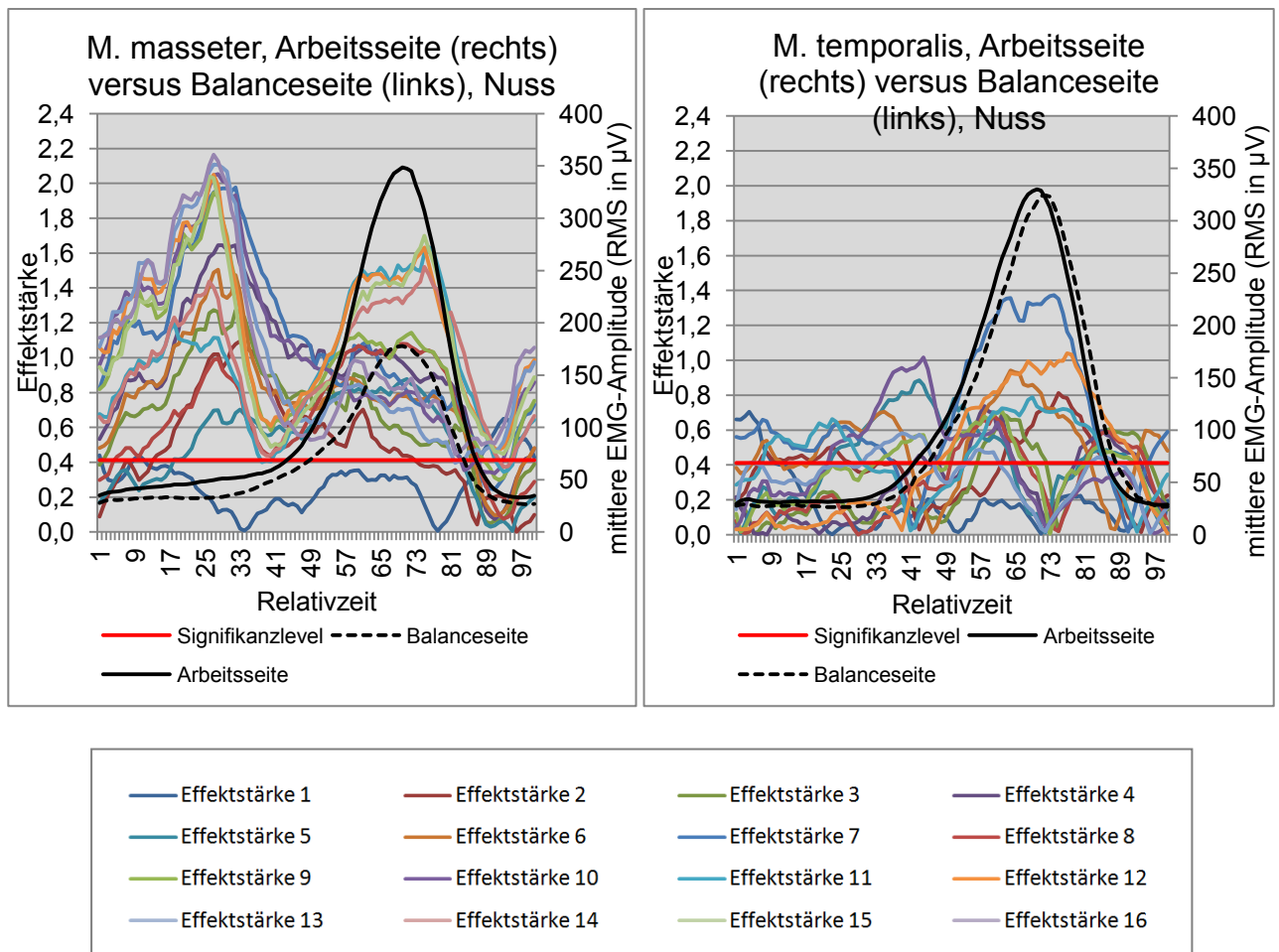


Abbildung 16: Effektstärken und mittlere EMG-Amplituden beim Vergleich zwischen dem rechten und linken M. masseter (linke Abbildung) und zwischen dem rechten und linken M. temporalis (rechte Abbildung) beim rechtsseitigem Kauen der Testnahrung Nuss. Farbige markierte Graphen in den Abbildungen: Effektstärken zwischen den mittleren EMG-Amplituden der 16 einander entsprechenden Elektrodenpositionen. Schwarze Graphen: Kurve der mittleren EMG-Amplituden des M. masseter an der Elektrodenposition 15 und des M. temporalis an der Elektrodenposition 13 der Arbeitsseite und der Balanceseite. Rote horizontale Linie: Das Signifikanzniveau von $p < 0,05$ wird bei einer Effektstärke von 0,41 erreicht.

6.5.5 Zeitweise außerhalb der Kurvenschar verlaufenden Effektstärkengraphen beim M. masseter und M. temporalis

Im Folgenden werden an ausgewählten Beispielen die Graphen einzelner Effektstärken detaillierter betrachtet, da wie in Abbildung 17 zu erkennen, verschiedene Effektstärkengraphen von der Kurvenschar abweichen und damit zeitweise separat verlaufen. Zum Vergleich wurden der Effektstärkengraph 5 beim M. masseter und der Effektstärkengraph 11 beim M. temporalis herangezogen. Beide Graphen verlaufen kontinuierlich in den Kurvenscharen. Die Daten beider Graphen für die Berechnung der Effektstärke (Streuung der Differenzen und Mittelwert der Differenzen) wurden daher als Referenz für die separat verlaufenden Effektstärkengraphen genutzt.

Der Vergleich zwischen Möhre und Knäckebrot beim rechtseitigem Kauen zeigt beim rechten M. masseter (Arbeitsseite) partielle Abweichungen zur einheitlich verlaufenden Kurvenschar bei den Effektstärken der EMG-Elektrodenpositionen 1, 2 und 4 (Abbildung 17).

Die Messelektrode 2 wurde auf dem M. masseter kranial medial platziert (siehe Abbildung 2 auf Seite 23). Für diese Elektrodenposition ist die Effektstärke als brauner Graph dargestellt. Zu Beginn des Kauaktes fallen die Effekte des Graphen 2 deutlich kleiner aus als die der anderen Graphen. Werden die Werte für die Mittelwerte der Differenzen und der Streuungen der Differenzen vom Effektstärkengraphen 2 mit den Werten vom Effektstärkengraphen 5 verglichen, wird deutlich, dass der Graph 2 bis zum Relativzeitpunkt 4 einen um den Wert 2 kleineren Mittelwert der Differenzen und um 5 erhöhten Wert für die Streuung der Differenzen aufweist. Im Relativzeitraum 4 bis 9 ist innerhalb der Effektstärke des Graphen 2 ein entgegengesetzter Kurvenverlauf zu den restlichen Graphen mit einer Steigerung der Effekte zu verzeichnen. Ab dem Punkt 4 sinken die Werte des Graphen 2 für die Streuung der Differenzen. Die Zahlenwerten für den Mittelwert der Differenzen bleibt konstant.

Die Messelektrode 1 auf der Pars profunda des M. masseter ist in kranial posteriorer Ausrichtung angeordnet. Im Diagramm in Abbildung 17 ist die Effektstärke vom Vergleich der EMG-Elektroden 1 als dunkelblauer Graph dargestellt. Während der Kieferöffnungsbewegung vom Relativzeitpunkt 4 bis 30 verläuft die Effektstärke des Graphen 1 ähnlich zu den anderen Graphen, jedoch auf niedrigerem Niveau als die restliche Kurvenschar. Im Vergleich zum Graphen 5 ist der Mittelwert der Differenzen um den Zahlenwert 1 kleiner und die Streuung der Differenzen um den Wert 1 größer. Danach folgt der Graph 1 der Kurvenschar.

Die Effektstärke vom Vergleich zwischen Möhre und Knäckebrot der auf dem M. masseter kranial anterior platzierten Messelektroden 4 ist als lila Graph dargestellt (Abbildung 17). Sie zeigt einen singulären Graphenverlauf innerhalb des Relativzeitraumes 58 bis 79. Im zeitnormierten mittleren Kauaktprofil zeigt die mittlere EMG-Amplitude in diesem Relativbereich eine Steigerung der EMG-Aktivität auf die höchsten mittleren EMG-RMS-Werte und auch wieder einen Abfall der EMG-Aktivität. Während die Kurvenschar dem Verlauf der mittleren EMG-Amplitude folgend, eine gewisse Steigerung der Effektstärke aufweist, bleibt die Effektstärke des Graphen 4 auf einem kleinen bis mittleren Niveau ohne das Signifikanzniveau zu überschreiten. Diese Abweichung ist gekennzeichnet durch einen etwas verringerten Mittelwert der Differenzen und einem bis zu 30 vergrößerten Zahlenwert für die Streuung der Differenzen des Graphen 4 im Gegensatz zu den restlichen Elektroden.

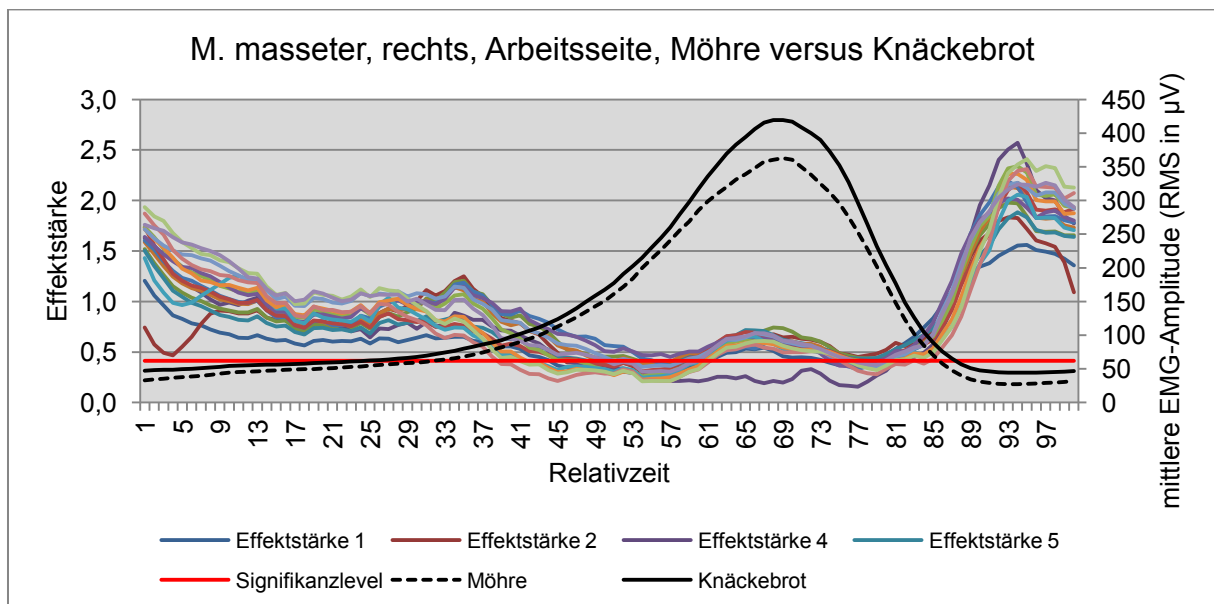


Abbildung 17: Effektstärken und mittlere EMG-Amplituden des rechten M. masseter (Arbeitsseite) beim Vergleich der mittleren EMG-Amplituden während des Kauens der Testnahrungen Möhre und Knäckebrot. Farbige markierte Graphen: Effektstärken zwischen den mittleren EMG-Amplituden der 16 einander entsprechenden Elektrodenpositionen. Schwarze Graphen: Kurve der mittleren EMG-Amplituden des M. masseter an der Elektrodenposition 15 der Testnahrungen Möhre und Knäckebrot. Rote horizontale Linie: Das Signifikanzniveau von $p < 0,05$ wird bei einer Effektstärke von 0,41 erreicht.

Die kranial anterior auf dem M. temporalis platzierte Messelektrode 13 zeigt in Abbildung 18 innerhalb der Gegenüberstellung von Brot und Kaugummi auf der Arbeitsseite bis zum Relativzeitpunkt 33 und ab dem Zeitpunkt 87 einen der restlichen Kurvenschar ähnlichen Graphenverlauf mit deutlich verringerter Effektstärke. Der Vergleich der mittleren EMG-

Amplituden bei der Berechnung der Effektstärken zwischen den EMG-Elektrode 13 und 11 zeigt beim Effektstärkengraphen 13 zum Zeitpunkt 5 einen um 3 kleineren Wert für den Mittelwert der Differenzen und einen um 2 größeren Wert für die Streuung der Differenzen. Daraus resultiert eine um 0,5 kleinere Effektstärke für den Vergleich der EMG-Elektroden 13. Ähnlich verhalten sich die Werte für die EMG-Aktivität zum Relativzeitpunkt 23 mit einem um 2 kleineren Mittelwert der Differenzen, um 4 größeren Streuung der Differenzen und um 0,8 kleineren Effektstärke. Zum Zeitpunkt 92 ist der Mittelwert der Differenzen um 3 kleiner und die Streuung der Differenzen um den Wert 1 kleiner als die Daten der Elektrode 11. Die Effektstärke ist zu diesem Relativzeitpunkt um 0,2 kleiner als die des Graphen 11.

Auch die Effektstärkengraphen der auf dem M. temporalis kaudal posterior gelegenen Messelektrode 7 und der kaudal posterior-medial platzierten Elektrode 6 verlaufen zeitweise außerhalb der Kurvenschar. Der Graph 7 zeigt innerhalb des Relativzeitbereiches 30 bis 39 einen ähnlichen Verlauf wie die anderen Graphen mit insgesamt größeren Effekten. Zum Relativzeitpunkt 35 ist bei den Effekten des Graphen 6 eine Vergrößerung der Effekte nachweisbar, während alle anderen Effektstärkengraphen fallen. Ein homogener Verlauf mit der Kurvenschar erfolgt bei beiden Effektstärkengraphen ab dem Relativzeitpunkt 49.

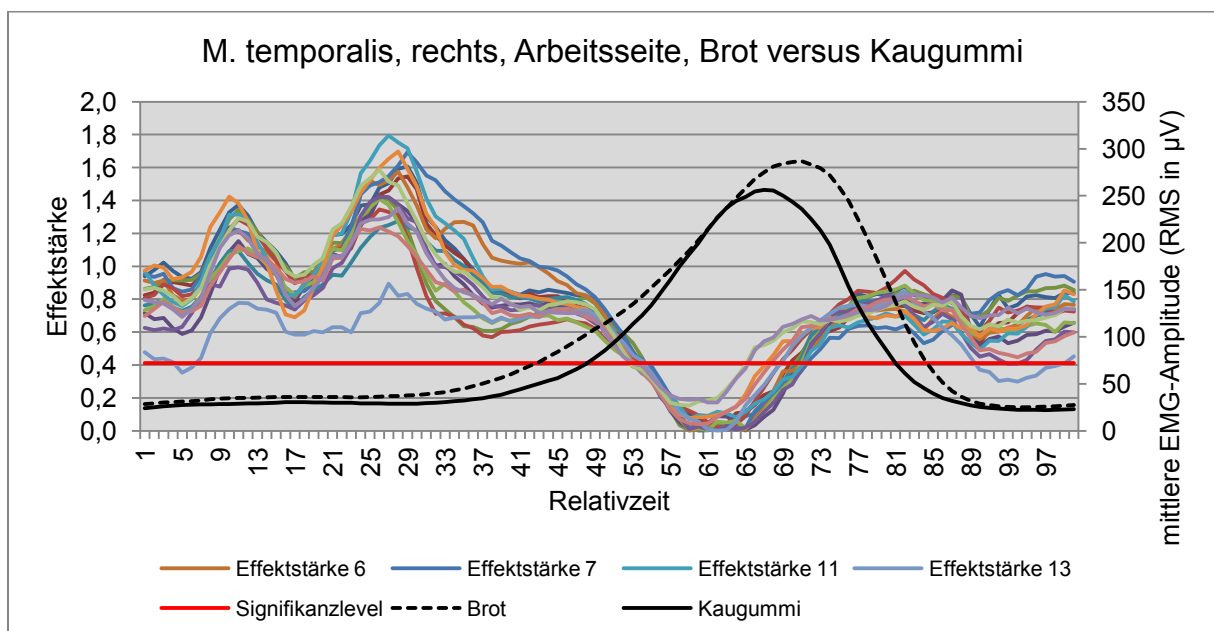


Abbildung 18: Effektstärken und mittlere EMG-Amplituden des rechten M. temporalis (Arbeitsseite) beim Vergleich der mittleren EMG-Amplituden während des Kauens der Testnahrungen Brot und Kaugummi. Farbig markierte Graphen: Effektstärken zwischen den mittleren EMG-Amplituden der 16 einander entsprechenden Elektrodenpositionen. Schwarze Graphen: Kurve der mittleren EMG-Amplituden des M. temporalis an der Elektrodenposition 13 der Testnahrungen Brot und Kaugummi. Rote horizontale Linie: Das Signifikanzniveau von $p < 0,05$ wird bei einer Effektstärke von 0,41 erreicht.

6.5.6 Berechnung der Effektstärke für abhängigen und unabhängigen Stichproben

Im Folgenden werden an ausgewählten Beispielen die Effektstärken für abhängige und unabhängige Stichproben verglichen (Abbildung 19). Dabei wird mit den an sich abhängigen Stichproben so verfahren, als wären es unabhängige Stichproben. Anhand des M. masseter wurden die Nahrungen Möhre, Fleisch und Knäckebrot geprüft. Als zusätzliche Orientierung wurden in den jeweiligen Diagrammen die mittleren EMG-Amplituden der entsprechenden EMG-Elektrode 15 dargestellt. Das Signifikanzniveau für abhängige Stichproben liegt bei 0,412 und für unabhängige Stichproben bei 0,402 (wenn $p < 0,05$). Die Skalierung der Diagramme wurde an die jeweiligen Wertebereiche für die Effektstärke angepasst.

Die Berechnungen der Effektstärken für abhängige und unabhängige Stichproben für den Vergleich zwischen den Testnahrungen Möhre und Knäckebrot zeigt in Abbildung 19 einen annähernd deckungsgleichen Graphenverlauf. Im Diagramm für die Berechnung der Effektstärke für unabhängige Stichproben wurden kleinere Effekte zwischen den Testnahrungen nachgewiesen als für die abhängigen Stichproben. In 54,69% der Relativzeitpunkte konnte bei der Berechnung für unabhängige Stichproben und in 86,06% bei der Berechnung für abhängige Stichproben ein signifikanter Unterschied zwischen den Testnahrungen nachgewiesen werden.

Bei den Vergleichen zwischen den Testnahrungen Möhre und Fleisch wurden bei der Berechnung der Effektstärke für unabhängige Stichproben kleinere Effekte aufgezeigt werden. Zwischen beiden Diagrammen in Abbildung 19 sind deutliche Unterschiede im Verlauf der Effektstärkengraphen erkennbar. Vor allem um die Relativzeitpunkte 8, 41, 70 bis 75 und 91 sind die Effekte der unabhängigen Stichproben nur in abgeschwächter Form und im Zeitraum 70 bis 75 gar nicht erkennbar. Die Bereiche mit keinerlei Effekten fallen bei beiden Diagrammen in dieselben Zeiträume. Signifikante Unterschiede zwischen den Nahrungen Möhre und Fleisch wurden bei der Berechnung der Effektstärke für abhängige Stichproben in 59,00% der Relativzeitpunkte und für unabhängige Stichproben in 15,75% nachgewiesen.

Die Diagramme in Abbildung 19 für die Effektstärken zwischen dem Kauen von Fleisch und Knäckebrot zeigen bei den Berechnungen für abhängige und unabhängige Stichproben einen ähnlichen Graphenverlauf für die Effekte. Unter Beachtung der Skalierung der Diagramme wird deutlich, dass die Effekte bei den abhängigen Stichproben größer sind. In 73,13% der Vergleiche konnten bei der Berechnung der Effektstärke für unabhängige Stichproben und in 93,69% für abhängige Stichproben signifikante Unterschiede aufgezeigt werden.

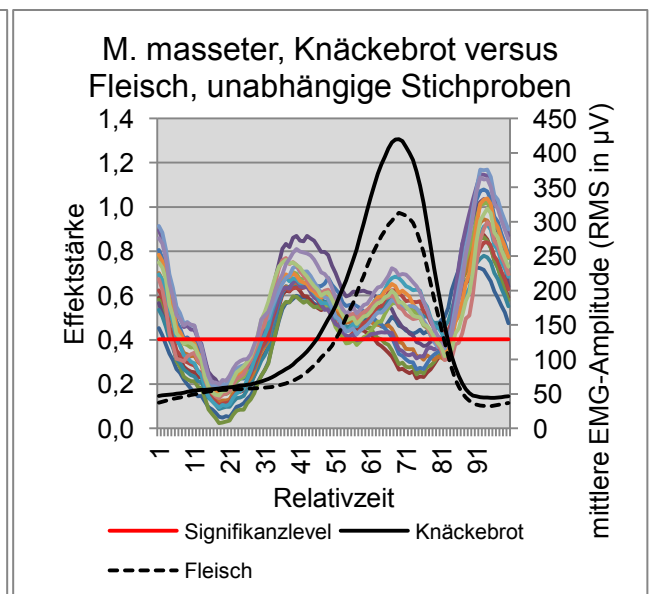
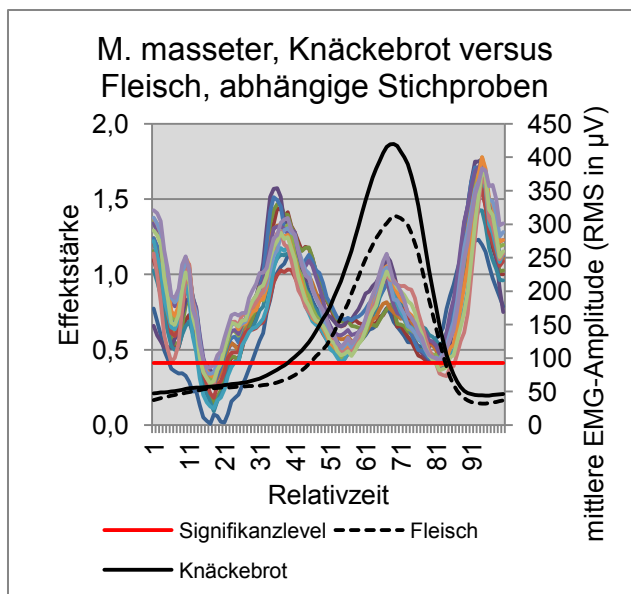
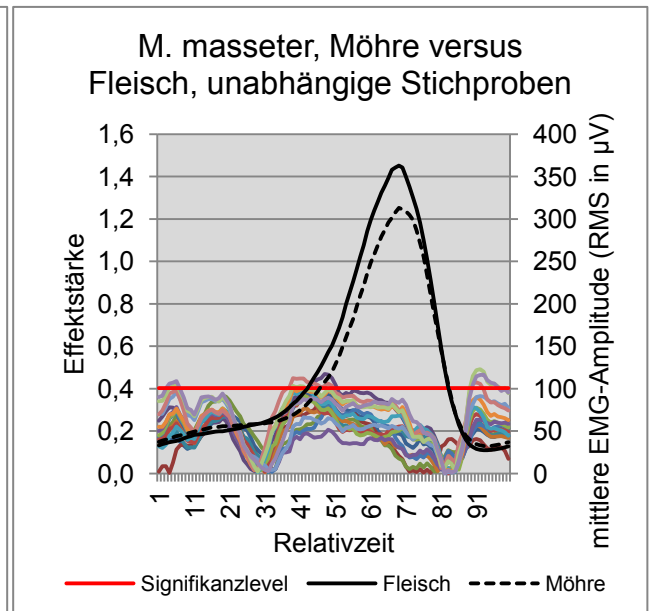
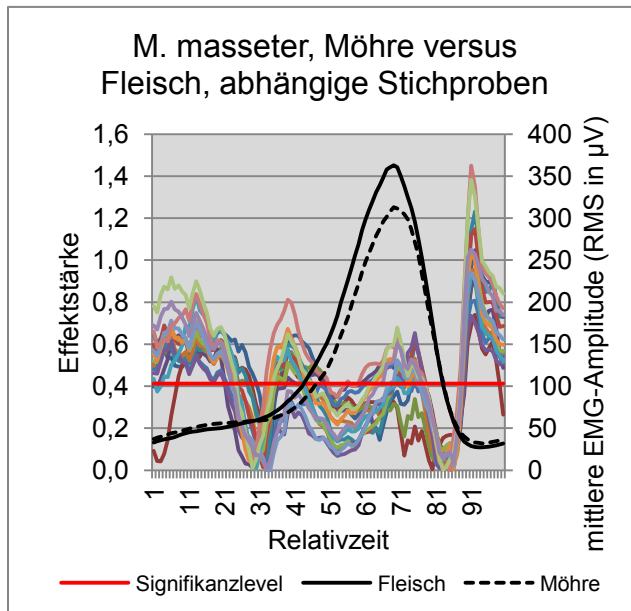
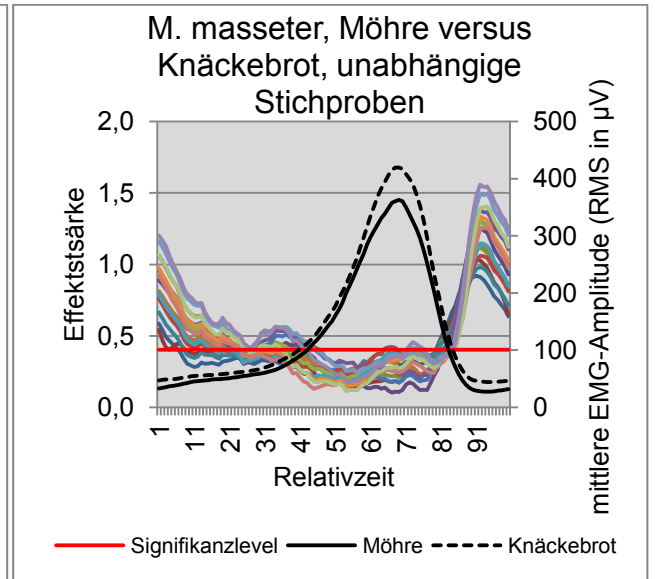
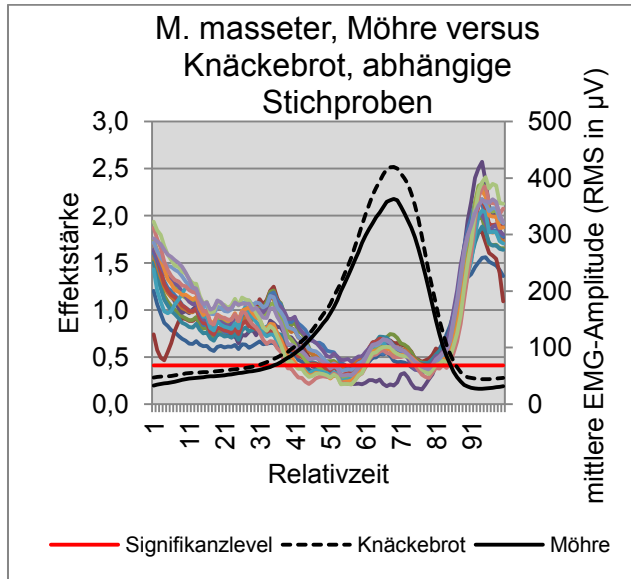


Abbildung 19: Effektstärken und mittlere EMG-Amplituden des rechten M. masseter (Arbeitsseite) der Vergleiche zwischen den mittleren EMG-Amplituden während des Kauens der Testnahrungen Möhre, Knäckebrot und Fleisch. Linke Abbildungen: Berechnung der Effektstärken für abhängige Stichproben. Rechte Abbildungen: Berechnung der Effektstärke für unabhängige Stichproben. Farbig markierte Graphen in den Abbildungen: Effektstärken zwischen den mittleren EMG-Amplituden der 16 einander entsprechenden Elektrodenpositionen. Schwarze Graphen: Kurve der mittleren EMG-Amplituden des M. masseter an der Elektrodenposition 15 der Testnahrungen Knäckebrot, Möhre und Fleisch. Rote horizontale Linie: Das Signifikanzniveau von $p < 0,05$ wird bei einer Effektstärke von 0,412 bei der Berechnung für abhängige Stichproben und von 0,402 für unabhängige Stichproben erreicht.

7 Diskussion

7.1 Normalverteilung

Nach der Theorie des zentralen Grenzwerttheorems geht eine Verteilung von Mittelwerten einer Grundgesamtheit mit wachsendem Stichprobenumfang in eine Normalverteilung über (Bortz und Schuster 2010). Allgemein kann gesagt werden, dass von einer hinreichenden Normalverteilung bei einem Stichprobenumfang von $n \geq 30$ ausgegangen werden kann (Bortz und Schuster 2010). Die vorliegenden Daten weisen einen Stichprobenumfang von $n = 25$ auf. Aufgrund der Größe des Stichprobenumfanges, der Verwendung der Daten der Mittelwerte aus mehreren Durchgängen (Engel 2010) und durch die Glättung des Signals mittels Root Mean Square durch eine Zeitfenster von 25 ms kann von einer Normalverteilung ausgegangen werden. Die Prüfung auf Normalverteilung ist dabei mittels des Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstests für die weiteren statistischen Untersuchungen unumgänglich, damit die Voraussetzungen für die folgenden parametrischen Testungen nachweislich erfüllt sind.

Wie in Kapitel 6.1 beschrieben, erfolgte die Prüfung auf Normalverteilung an 151 Relativzeitpunkten, über 14 Testnahrungen (rechtsseitiges und linksseitiges Kauen) und an den jeweiligen Elektrodenpositionen des rechten und linken M. masseter, des rechten und linken M. temporalis und des M. digastricus. Dabei ergaben sich aus 131068 Stichproben bei der Prüfung auf Normalverteilung insgesamt nur 2858 statistisch signifikante Abweichung von der Normalverteilung (wenn $p < 0,05$). Dies entspricht einem Prozentsatz von 2,18%. Die Ergebnisse des Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstests zeigen in Tabelle 1 von Seite 35 beim Kauen ohne Nahrung und beim Kauen von Kaugummi auf der linken Seite im Gegensatz zu den anderen Testnahrungen einen größeren Anteil an signifikanten Unterschieden, d.h. nicht normalverteilte Stichproben. Werden das Leerkauen und das linksseitige Kauen von Kaugummi nicht mit eingezogen, so zeigen aus 112344 untersuchten Stichproben 1415 Stichproben (1,25%) einen signifikanten Unterschied.

Das Leerkauen, Kauen ohne Nahrung, stellt bei dieser Untersuchung eine besondere motorische Aufgabe dar. Das orofaziale System erhält dabei ein ungewöhnliches sensorisches Feedback. Es ist keine Nahrung vorhanden, die einen bestimmten Kaudruck für die Zerkleinerung benötigt. Damit fehlt die orientierende Kraftvorgabe durch die Nahrung im Bewegungsablauf. Die Variabilität innerhalb und zwischen den Probanden ist dementsprechend groß. Somit sind die Werte der Testreihe „Leerkauen“ für eine

parametrische statistische Prüfung mit Bezug auf den Mittelwert nicht geeignet. Aus diesen Gründen wurde das Leerkauen in die weitere Analyse nicht einbezogen.

Die Ergebnisse der Prüfung auf Normalverteilung beim Kauen von Kaugummi linksseitig zeigen beim Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest ebenfalls einen im Vergleich zu den anderen Testnahrungen erhöhten Prozentsatz an signifikanten Unterschieden und damit an nicht normalverteilten Stichproben. Die Testnahrung Kaugummi muss von den Probanden nicht zerkleinert und für den Schluckvorgang vorbereitet werden. Der Kaudruck und damit die EMG-Aktivität der Kaumuskeln ist demnach weniger von der Konsistenz der Testnahrung abhängig. Beim Kauen von Kaugummi auf der rechten Seite sind weniger statistisch signifikante Unterschiede nachweisbar. Zwischen dem Kauen von Kaugummi auf der linken und der rechten Seite erfolgten keine Änderung der EMG-Einstellungen oder geplanten Veränderungen der Lage der Messelektroden. Desweiteren kann die Seite des Kauens, ob bevorzugte links oder rechts gekaut wird, nicht als Ursache für diese vermehrten signifikante Unterschiede (wenn $p < 0,05$) herangezogen werden, da sich dieses Muster bei keinen der weiteren Nahrungen widerspiegelt. Der erhöhte Anteil nicht normalverteilter Stichproben beim linksseitigen Kaugummikauen wurde für die folgenden Auswertungen nicht als wichtig betrachtet, zumal das Kauen von Kaugummi rechtsseitig hinsichtlich des prozentualen Anteils von signifikanten Unterschieden keine Auffälligkeiten zeigte.

Für die überwiegende Mehrzahl aller Stichproben kann von einer Normalverteilung ausgegangen werden, da mit dem Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest bis auf die genannten wenigen Ausnahmen keine signifikanten Abweichungen von der Normalverteilung festgestellt wurden. Alternativ zu verwendende Testverfahren für nicht-normalverteilte Daten sind weitaus weniger sensibel mit der Gefahr der Erhöhung des Fehlers der zweiten Art (Absatz 5.2.2). Deshalb ist die Anwendung parametrischer Testverfahren zu bevorzugen. Außerdem kommt es durch die Umwandlung parametrischer in parameterfreie Daten zum Verlust von Informationen (Bortz und Schuster 2010). Die geringe Anzahl an nicht-normalverteilten Stichproben rechtfertigt daher nicht die Verwendung von parameterfreien Testverfahren.

7.2 Bonferroni-Korrektur

Die Anwendung der in Kapitel 5.2.3 beschriebenen Bonferroni-Korrektur erfolgte während des Vergleiches des T-Tests für abhängige Stichproben mit der einfaktoriellen Varianzanalyse (Absatz 6.2). Innerhalb der Berechnungen zur Prüfung auf Normalverteilung mittels Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest, der einfaktoriellen Varianzanalyse mit Messwiederholung, dem Vergleich der Effektstärke mit dem T-Test für gepaarte Stichproben und bei der Berechnung der Effektstärke wurde die Bonferroni-Korrektur nicht angewendet.

Wie schon in Absatz 5.2.3 erläutert, ist die Bonferroni-Korrektur nötig, um bei multipler Testung die Irrtumswahrscheinlichkeit (von fünf Prozent) anzupassen und somit falsch positive Ergebnisse zu vermeiden (Bortz et al. 2008). Für die Prüfung der vorliegenden EMG-RMS-Werte auf Normalverteilung wurden, wie oben beschrieben, insgesamt 131068 Prüfstests innerhalb des Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstestes durchgeführt (151 Relativzeitpunkten, 14 Testnahrungen (siehe Tabelle 1), Elektrodenpositionen des M. masseter, M. temporalis und des M. digastricus venter anterior). Eine Irrtumswahrscheinlichkeit von fünf Prozent ist, aufgrund der großen Anzahl der durchgeführten Tests bei der Prüfung der Stichproben auf Normalverteilung, für die globale Aussage, ob parametrische Testverfahren angewendet werden können, weniger ausschlaggebend. Somit wurde in diesem Fall keine Bonferroni-Korrektur oder Bonferroni-Holm-Korrektur durchgeführt.

Die einfaktorielle Varianzanalyse ist ein multipler Test bei dem mehrere Vergleiche innerhalb eines Testlaufes betrachtet werden (Absatz 5.2.4). Damit kommt es zu keiner α -Fehlerkumulierung (Bühner und Ziegler 2009). Mit diesem zweiseitigen Test werden mehrere Messelektroden zu einem Relativzeitpunkt betrachtet. Die einfaktorielle Varianzanalyse wurde für mehrere Relativzeitpunkte durchgeführt, wobei aber jeder Zeitpunkt für sich betrachtet wurde. Aus diesem Grund war die Bonferroni-Korrektur innerhalb der einfaktoriellen Varianzanalysen nicht notwendig.

Das Signifikanzniveau müsste bei der Anwendung des T-Tests für abhängige Stichproben der Bonferroni-Korrektur in Abschnitt 6.4 unterzogen werden, da mehrere T-Tests durchgeführt wurden und somit die Irrtumswahrscheinlichkeit mit jedem Test steigt. Die Ergebnisanalyse erfolgt jedoch hinsichtlich jedes einzelnen Relativzeitpunktes für sich. Die globale Hypothese wurde in diesen Fällen nicht gestellt und das Signifikanzniveau bezog sich auf den einzelnen Relativzeitpunkt. Damit kommt es nicht zur Kumulierung des α -Fehlers. Demnach war die Bonferroni-Korrektur in diesem Fall nicht zwingend notwendig (Bühner und Ziegler 2009).

7.3 Vergleich der einfaktoriellen Varianzanalyse mit dem T-Test für abhängige Stichproben

Für die einfaktorielle Varianzanalyse müssen, wie bei jedem statistischen Testverfahren, bestimmte Voraussetzungen erfüllt sein. Wie in Absatz 5.2.4 beschrieben, zeigt der Mauchly-Test als Test auf Sphärizität bei der einfaktoriellen Varianzanalyse einen signifikanten Unterschied auf. Das bedeutet, dass die Differenz zwischen jeweils zwei Faktorstufen keine homogene Varianz aufweist (Rasch et al. 2010b) und somit eine Voraussetzung für die einfaktorielle Varianzanalyse nicht erfüllt ist. Dabei ist zu beachten, dass laut Bortz et al. (2008) t-Verteilungen und damit die einfaktorielle Varianzanalyse gegenüber einfachen Voraussetzungsverletzungen als relativ robust einzuschätzen sind und nur mit unwesentlich mehr Fehleinschätzungen zu rechnen ist. Um den Einfluss der Verletzung der Sphärizität auf die Ergebnisse beurteilen zu können wurde die einfaktorielle Varianzanalyse dem T-Test für abhängige Stichproben gegenüber gestellt.

Für die Gegenüberstellung der Ergebnisse beider Testverfahren wurden insgesamt 300 Vergleiche zwischen den Elektrodenpositionen durchgeführt. Die bei der einfaktoriellen Varianzanalyse nachgewiesenen statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Elektrodenpositionen konnten ebenfalls beim T-Test für abhängige Stichproben aufgezeigt werden. Der T-Test zeigte zusätzlich 20 signifikante Unterschiede zwischen den EMG-Elektroden.

Folglich zeigt die einfaktorielle Varianzanalyse keine falsch positiven signifikanten Unterschiede auf und der T-Test für abhängige Stichproben reagiert sensibler. Da der Globalvergleich der einfaktoriellen Varianzanalyse als Verallgemeinerung des T-Tests für abhängige Stichproben zu betrachten ist (Clauß et al. 1999) und somit ein gewisser Verlust an Information einhergehend mit einer verringerten Sensibilität nicht umgangen werden kann, ist dieses hier dargestellte Ergebnis eine logische Konsequenz. Die signifikanten Unterschiede des Mauchly-Tests und die damit nicht gegebene Sphärizität haben daraus folgend keinen entscheidenden Einfluss auf das Ergebnis der Prüftests. Dabei sollte der Mauchly-Test an sich schon kritisch betrachtet werden (siehe Kapitel 5.2.4). Schließlich zeigt der Mauchly-Test bei kleinen Stichproben eine zu geringe Teststärke mit nicht signifikanten Unterschieden trotz verletzter Sphärizität und bei großen Stichproben häufig signifikante Unterschiede auf, obwohl die Sphärizität gegeben ist (Rasch et al. 2010b). Aus diesem Grund wurde die

einfaktorielle Varianzanalyse für den Vergleich der einzelnen Elektrodenpositionen untereinander beim M. temporalis genutzt.

Auch die Alternative der globalen Testung mittels Friedman-Test, der keine Normalverteilung und Sphärizität voraussetzt (Claus und Ebner 1983), ist nicht sinnvoll. Schließlich wäre, wie in Kapitel 5.2.2 erläutert, bei nicht parametrischen Tests mit einem weiteren Verlust der Sensibilität gegenüber parametrischen Testungen, wie der einfaktoriellen Varianzanalyse, zu rechnen (Bortz und Schuster 2010, Leonhart 2013).

7.4 Veränderungen des EMG-Aktivitätsmusters innerhalb des rechten M. temporalis

Die Darstellungen der dynamischen EMG-Interferenzmaps des rechten M. temporalis beim rechtsseitig Kauen der Testnahrung Möhre von Engel (2010) zeigen über den gesamten Kauaktverlauf Veränderungen der EMG-Aktivitäten an einzelnen Elektrodenpositionen (Abbildung 4 von Seite 39). In der schematische Darstellung der EMG-Elektroden in Abbildung 6 von Seite 41 wird deutlich, dass für diese Verlagerungen der EMG-Aktivitäten zwischen den EMG-Amplituden der einzelnen Elektrodenpositionen statistisch signifikante Unterschiede (wenn $p < 0,05$) nachgewiesen werden konnten.

Die EMG-Interferenzmaps zeigen bis zum Relativzeitpunkt 25 ein EMG-Aktivitätsmaximum im posterior-kaudalen Muskelbereich und im anterioren Muskelbereich ein EMG-Aktivitätsminimum. Diese Differenzen in der Muskelaktivierung konnten nicht statistisch nachgewiesen werden, da die Unterschiede zwischen den EMG-Elektroden bis zum Relativzeitpunkt 30 relativ klein sind. In Abbildung 5 von Seite 40 sind in der Darstellung der mittleren EMG-Amplituden bis zum Relativzeitpunkt 25 ebenfalls keine Unterschiede zwischen den mittleren EMG-Amplituden erkennbar, da diese sehr nahe beieinander verlaufen. Die EMG-Aktivitäten an den einzelnen Elektrodenpositionen sind demnach während der Kieferöffnungsbewegung sehr ähnlich. In den von Engel (2010) gezeigten EMG-Interferenzmaps ist jedes einzelne Bild für sich skaliert. Die an sich kleinen EMG-Aktivitätsunterschiede erscheinen aufgrund dessen größer.

Die kaudal-anteriore Muskelregion entspricht der Elektrodenposition 1 und zeigt ab dem Relativzeitpunkt 30 erstmals signifikante Unterschiede (wenn $p < 0,05$) zu anderen Elektrodenpositionen. Damit konnten erst am Ende der Kieferöffnungsbewegung, kurz vorm

Übergang in die Kieferschließbewegung zum Relativzeitpunkt 34,5, signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Muskelbereichen nachgewiesen werden. In Abbildung 5 sind ab dem Relativzeitpunkt 25 Unterschiede im Verlauf der mittleren EMG-Amplituden erkennbar. Hinsichtlich der Aktivierung der einzelnen Temporalisregionen finden somit Differenzierungsprozesse während der Unterkieferöffnungsbewegung statt (Schumann 2010).

Während der Unterkieferschließbewegung steigt ab dem Relativzeitpunkt 35 die Anzahl der signifikanten Unterschieden zwischen den Elektrodenpositionen. Zunächst konnten an den Elektrodenpositionen 1 und 2 signifikante Unterschiede zu anderen Muskelbereichen aufgezeigt werden. In Abbildung 5 ist dabei erkennbar, dass die EMG-RMS-Amplitude der Messelektrode 1 die niedrigste EMG-Aktivität zeigt und die mittlere EMG-Amplitude neben der Kurvenschar der anderen Messelektroden verläuft. Ab dem Relativzeitpunkt 40 konnten signifikante Unterschiede zwischen der kranial gelegenen EMG-Elektrode 13, im maximal erregten Muskelbereich, zu den umliegenden Elektroden nachgewiesen werden. Das EMG-Aktivitätsminimum lag dabei im kaudal-posterioren Muskelbereich um die Elektrodenposition 7, was im dynamischen EMG-Interferenzmap deutlich wird (Abbildung 4). Ab dem Relativzeitpunkt 60 war in der einfaktoriellen Varianzanalyse eine Verlagerung des kranialen Schwerpunktes der EMG-Aktivität auf die anterior gelegenen Messelektroden 3 und 8 erkennbar. In den EMG-Interferenzmaps zeigte sich eine leichte Ausweitung der höheren Erregung in diese anteriore Muskelregion. Damit ist der kranio-anteriore Bereich des M. temporalis mit der Steigerung der Aktivität der motorischen Einheiten wichtig für die Kieferschließbewegung. Der posteriore Muskelfaserverlauf des M. temporalis scheint aufgrund der vergleichsweise niedrigen EMG-Aktivität bezogen auf den Kieferschluss weniger Kraft zu entwickeln.

Die Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse zeigen im Relativzeitraum 50 bis 60 im Bereiche des Anstiegs der mittleren EMG-Amplituden (siehe Abbildung 5) die meisten signifikanten Unterschiede zwischen den Elektrodenpositionen. In dieser Phase der Kieferschließbewegung übernimmt der M. temporalis nicht nur mit dem M. masseter die Aufgabe der Adduktion des Unterkiefers, sondern der M. temporalis bewirkt zusätzlich einen Zug der Mandibula nach dorsal mit seinen posterioren Muskelfasern (Aumüller et al. 2007, Blanksma et al. 1997) und stabilisiert damit den Unterkiefer (Dos Santos 1988). Dazu gehört ebenfalls, dass die Kiefergelenke während der Kieferschließbewegung stabilisiert werden. Schließlich ist der Kondylus (*Condylus articularis mandibulae*) in der Fossa articularis relativ frei beweglich. Die EMG-Aktivität der kaudal-posterioren Muskelregionen des M. temporalis stieg ebenso wie die der für die Unterkieferschließbewegung ausschlaggebenden kranialen

Muskelregionen. Dies kann darauf zurückgeführt werden, dass bei so großen Kraftentwicklungen ebenfalls eine höhere Erregung der posterioren Muskelfasern notwendig ist, um den Unterkiefer während der Bewegung zu halten beziehungsweise zu stabilisieren und eine gerichtete Kieferschließbewegung zu ermöglichen.

Das vermehrte Auftreten von signifikanten Unterschieden im Bereich des mittleren Anstieges der EMG-Amplituden wird plausibel durch die Steigerung der Muskelkraft durch die Rekrutierung zusätzlicher motorischer Einheiten (Farella et al. 2002), die Erhöhung der Erregungsfrequenz (Benninghoff und Drenckhahn 2008) sowie durch die, durch den M. temporalis während der Kieferbewegung aufzubringenden, Kraftvektoren.

Wie bereits beschrieben zeigten die kaudal-posterior gelegenen Muskelregionen in den EMG-Interferenzmaps von Engel (2010) im Relativzeitraum der Kieferöffnungsbewegung größere EMG-Aktivitäten als die kranialen Muskelregionen (Abbildung 4). Diese Unterschiede konnten hier statistisch nicht nachgewiesen werden. Die Verlagerungen der EMG-Aktivität legen aber nahe, dass die posterioren Muskelfasern des M. temporalis den Kondylus nicht nur in der Kieferschließbewegung, sondern auch während der Kieferöffnung, während der Gleitbewegung zum Tuberculum articulare in seiner Bewegung stabilisieren.

Trotz des in Abbildung 5 veranschaulichten großen Abstandes der einzelnen Graphen zueinander im Bereich des Gipfels der mittleren EMG-Amplituden zum Relativzeitpunkt 70, lagen in diesem Relativzeitbereich nicht die meisten signifikanten Unterschiede zwischen den Elektrodenpositionen vor. Eine Ursache könnte darin bestehen, dass zum Zeitpunkt der maximalen EMG-Aktivität (Gipfel im EMG-Kauaktprofil) sehr viele motorische Einheiten und damit Muskelfasern erregt sind und deren Erregungsfrequenz hoch ist (Kapitel 4.1). In Abbildung 5 wird deutlich, dass die Graphen der mittleren EMG-Amplituden zum Relativzeitpunkt 75 fallen, d. h. die EMG-Aktivität sinkt. Im EMG-Interferenzmap (Abbildung 4) ist zwischen den Relativzeitpunkten 70 und 75 kein Unterschied zu erkennen und auch die Anzahl an signifikanten Unterschieden zwischen den Elektrodenpositionen war in den Ergebnissen der einfaktoriellen Varianzanalyse kaum verändert. Damit scheint das Verhältnis der EMG-Aktivitäten zwischen den einzelnen Elektrodenpositionen gleich zu bleiben, obwohl die Erregung des M. temporalis insgesamt sinkt.

Insgesamt können die Verlagerungen der EMG-Aktivitätsmuster, d.h. die regionalen Zu- und Abnahmen der EMG-Aktivität, und die Verläufe der mittleren EMG-RMS-Amplituden innerhalb des M. temporalis mit Hilfe der einfaktoriellen Varianzanalyse statistisch belegt werden. Das gilt besonders vom Relativzeitpunkt 30 bis zum Zeitpunkt 85.

7.5 Die Effektstärke und der T-Test für gepaarte Stichproben

Die Gegenüberstellung zwischen den Ergebnissen des T-Tests für abhängige Stichproben und der Effektstärke sollte den Zusammenhang zwischen beiden Prüfverfahren und die Aussagekraft der Effektstärke klären.

Die Ergebnisse vom T-Test für abhängige Stichproben sind in Tabelle 2 auf Seite 23 dargestellt. Die signifikanten Unterschiede ($p < 0,05$) sind farblich gekennzeichnet. Die Ergebnisse der Effektstärke sind in Tabelle 3 zusammengefasst und mit einer farblichen Abstufung für keine, kleine, mittelgroße und große Effekte versehen.

Beim Vergleich von Tabelle 2 und Tabelle 3 (Kapitel 6.4) zeigt sich, dass bei jeder signifikanten Stichprobenpaarung auch ein Effekt vorliegt, er aber in seiner Ausprägung variiert. Wenn kein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden konnte, lag höchstens ein kleiner Effekt vor. Weiter wurde festgestellt, dass je kleiner der berechneten p-Wert für die signifikanten Unterschiede war, desto größer wurde die entsprechende Effektstärke.

Zwischen der Effektstärke und dem Signifikanzniveau besteht ein mathematischer Zusammenhang (Kapitel 5.2.5). Aufgrund dessen wurde in den Diagrammen der Effektstärke zusätzlich das Signifikanzniveau eingezeichnet, um ablesen zu können, in welchen Zeitintervallen ein signifikanter Unterschied vorliegt.

Da die Effektstärke mehr Informationen als das Signifikanzniveau liefert, kann diese in geeigneten Fällen als Ergänzung zu anderen Testverfahren für die Auswertung von abhängigen Datensätzen angewendet werden. Dabei ist eine Auswertung über den gesamten Kauakt möglich, ohne beispielsweise die Bonferronikorrektur berücksichtigen zu müssen. In der Arbeit von Engel (2010) wurde der Kauakt nur im Bereich der höchsten mittleren EMG-Amplituden (Gipfel im mittleren EMG-Kauaktprofil) statistisch ausgewertet. Wie hier in den Kurvenverläufen der Effektstärke ersichtlich, zeigt der Kauakt ebenfalls in den Zeitbereichen niedrigerer EMG-Amplituden aus physiologischer Sicht interessante Ergebnisse.

Um die Effektstärkendiagramme besser beurteilen zu können, wurde ein einheitliches Skalenmaximum von 1,5 für die Effektstärke und 450 μV für die mittlere EMG-Amplitude festgelegt. Auch wenn die Effekte über 1,5 hinausgingen, liegt der für diese Untersuchung relevante Diagrammbereich bei 0 bis 1. Schließlich werden alle 0,8 überschreitenden Effekte insgesamt als große Effekte klassifiziert. Der unter 0,8 liegende Diagrammabschnitt teilt die Ergebnisse in keine, kleine und mittelgroße Effekte ein. Bei einer größeren Skalierung würden diese Diagrammbereiche verkleinert erscheinen und schwieriger zu beurteilen sein.

7.6 Effektstärke beim Vergleich unterschiedlicher Testnahrungen

Einfluss von Mittelwert und Streuung der Stichprobendifferenzen auf die Effektstärke

Die Diagramme aus Abschnitt 6.5.1 Abbildung 9 zeigen die Effektstärke zwischen den Testnahrungen Nuss und Möhre sowie Möhre und Brot beim M. masseter der Arbeitsseite. Diese Diagramme wurden zur Veranschaulichung des Zusammenhanges zwischen dem Mittelwert der Differenzen der mittleren EMG-Amplituden und der Streuung der Differenzen zwischen den Stichproben herangezogen. Da die Effektstärke vom Mittelwert und der Streuung beeinflusst wird, ist es notwendig, die einzelnen Variationen im Graphenverlauf der Mittelwerte der Differenzen und der Streuungen der Differenzen im Einzelnen analysieren zu können.

Abbildung 9 zeigt, dass innerhalb kleiner Unterschiede zwischen den mittleren EMG-Amplituden der Nahrungen, wie beispielsweise am Ende eines Kauaktes, ähnlich große Effekte entstehen, wie bei größeren Amplitudenunterschieden und damit größeren Mittelwerten der Differenzen.

Mathematisch gesehen ist die Effektstärke (E) davon abhängig, ob der Mittelwert (MW) der Differenzen der Stichprobenwerte oder die Streuung (SD) der Differenzen der Stichproben größer ist.

$$E = \frac{MW \text{ der Differenzen}}{SD \text{ der Differenzen}}$$

(siehe Formel 1)

Bei verhältnismäßig kleinen Werten für den Mittelwert der Differenzen mit dazugehörig größeren Werten für die Streuung der Differenzen liegen kleine Effekte vor. Die Effekte zwischen den jeweiligen Nahrungen werden groß, wenn sich die Zahlenwerte für den Mittelwert der Differenzen mit denen der Streuung annähern. Sehr große Effekte entstehen wiederum bei größeren Mittelwerten der Differenzen und kleineren Streuungen der Differenzen. Das Ergebnis für die Effektstärke ist dann größer als 1 und liegt damit weit oberhalb der Klassifizierung von Cohen (Cohen 1992) (Kapitel 5.2.5). Dieser Zusammenhang ist beispielsweise beim Vergleich von Möhre mit Brot beim rechten M. masseter der Arbeitsseite (Abbildung 9) zu beobachten. Treten nun kleine Effekte mit großen Mittelwerten

der Differenzen auf, so sind die Werte für die Streuung besonders groß, wie am Beispiel des Vergleiches der Nahrungen Möhre und Fleisch veranschaulicht (Abbildung 10, Seite 53).

Das Verhältnis zwischen dem Mittelwert der Differenzen zu der Streuung der Differenzen ist wichtig, da auch bei kleinen Werten für Mittelwerts- und Streuungsdifferenzen große Effekte zwischen den Nahrungen nachgewiesen werden konnten.

Gegenüberstellung der Vergleiche von Nuss und Möhre sowie Möhre und Brot beim rechten Musculus masseter (Arbeitsseite)

Beim Vergleich der EMG-Aktivitäten des rechten M. masseter während des Kauens auf der rechten Seite (Arbeitsseite rechts) von Nuss und Möhre (Abbildung 7, Seite 49) zeigten sich zu Beginn des mittleren Kauaktprofils große Effekte zwischen den Testnahrungen. Dabei unterschieden sich die mittleren EMG-Amplituden vor allem um den Relativzeitpunkt 42. Der Mittelwert der Differenzen war dabei vergleichsweise groß. Um den Zeitpunkt 71 überkreuzten sich die EMG-Graphen. Die mittleren EMG-Amplituden waren dadurch gleichgroß und der Mittelwert der Differenzen zeigte einen Wert von Null. Aufgrund dessen gibt es zu diesem Zeitpunkt keinen Effekt zwischen den Testnahrungen. Zum Relativzeitpunkt 91 war der Abstand zwischen den mittleren EMG-Amplituden, der Mittelwert der Differenzen und damit auch die Effektstärke wieder angestiegen.

Die dargestellten mittleren EMG-Amplituden und die Effekte des Vergleiches der EMG-Aktivitäten von Möhre und Brot aus Abbildung 7 verlaufen annähernd gleich. Innerhalb der Überschneidungen der EMG-Kurven zwischen den Nahrungen zum Beginn und am Schluss des mittleren Kauaktes konnten aufgrund der gleichen mittleren EMG-Amplituden auch keine Effekte nachgewiesen werden. Im Bereich der sehr hohen mittleren EMG-Amplituden erreichten die Mittelwerte der Differenzen den größten Wert mit großen Effekten.

Die Effekte beider Vergleiche verlaufen konträr zueinander. Innerhalb des Vergleiches von Nuss mit Möhre liegen die Effekte entgegen dem Verlauf der mittleren EMG-Amplitude, während diese beim Vergleich von Möhre mit Brot dem Verlauf der EMG-Graphen entsprechen. Die Anzahl der Relativzeitpunkte, bei denen signifikante Unterschiede zwischen den jeweiligen EMG-Aktivitäten nachgewiesen wurden, liegen mit 72,19% beim Vergleich von Nuss mit Möhre und mit 59,31% bei Möhre mit Brot nicht sehr weit auseinander.

Unterschiedliche Nahrungskonsistenzen beeinflussen das Kauen (Mioche et al. 1999). Je fester die Nahrung ist, desto höher ist auch die Aktivität im M. masseter und M. temporalis

(Mioche et al. 1999). Die Kraft der Kaumuskulatur wird individuell an die Nahrung angepasst, was sich in der unterschiedlichen elektromyographischen Aktivität und dementsprechend auch durch Effekte zwischen den EMG-RMS-Kurven zeigt. Laut Farella et al. (2002) besteht die Kaumuskulatur aus unterschiedlichen Fasertypen mit räumlich getrennten motorischen Einheiten. Deren unterschiedliche Rekrutierung ermöglicht eine individuelle Einstellung der Richtung und Stärke der Kaukraft. Aber auch die Erhöhung der Erregungsfrequenz der Muskelfasern bewirkt eine Steigerung der Kraftentwicklung (Hugger et al. 2006). So konnten Stalberg und Eriksson (1987) zeigen, dass beim M. masseter die motorischen Einheiten im Vergleich zur Skelettmuskulatur sehr klein sind und je nach Bewegungsablauf rekrutiert werden können und damit wiederum feine Muskelbewegungen ermöglichen.

Diese Mechanismen zeigten sich beispielsweise beim Vergleich der EMG-Aktivitäten der Testnahrung Nuss und Möhre aus Abbildung 7. Dabei war zu erkennen, dass im Zeitpunkt des Gipfels der Kurven der mittleren EMG-Amplituden keine Effekte und während niedriger EMG-Amplituden eher große Effekte zwischen den beiden Nahrungen vorlagen. Nuss und Möhre sind in ihrer Konsistenz hart beziehungsweise fest und benötigen eine hohe Kaukraft, um die Nahrung zu zerbeißen. Dafür ist eine verhältnismäßig hohe neuromuskuläre Aktivierung der Kaumuskulatur notwendig. Viele motorische Einheiten müssen dabei einbezogen werden und auch die Erregungsfrequenz muss entsprechend hoch sein. Dadurch waren zwischen Nuss und Möhre während der EMG-Gipfelaktivität im Kauakt keine oder nur kleine Effekte nachweisbar, da sich beide Nahrungen in der Phase des mittleren Kauaktprofils sehr ähneln. Beide Nahrungen sind jedoch nicht gleich. Wie in Kapitel 5.1.2 beschrieben, ist die Nuss eher krümelig, während die Möhre eine spröde Konsistenz aufweist. Dies spiegelte sich in den Bereichen von niedrigen mittleren EMG-Amplituden durch große Effektstärken zwischen den Nahrungen wieder. Dabei waren weniger motorische Einheiten aktiv und die neuromuskuläre Rückkopplung reagierte individuell auf die Beschaffenheit der Testnahrung.

Das Muster der Effektstärkengraphen ist je nach Nahrungsvergleich unterschiedlich. So verliefen die Graphen für die Effektstärken beim Vergleich der EMG-Aktivitäten der Testnahrung Möhre und Brot entgegengesetzt zu denen von Nuss mit Möhre. Beim Vergleich von Möhre mit Brot lagen bei niedrigen mittleren EMG-Amplituden kleine Effekte und im Relativzeitpunkt der höchsten mittleren EMG-Amplituden große Effekte vor. Brot ist von weicher und plastischer Konsistenz (siehe Kapitel 5.1.2). Damit benötigt die Kaumuskulatur beim Zerbeißen der Nahrung Brot weitaus weniger Kraft und somit werden auch weniger motorische Einheiten als beim Kauen von Möhre erregt. Die Muskulatur wurde bei beiden

Nahrungen im Zeitintervall sehr hoher EMG-Amplituden unterschiedlich beansprucht. In diesem Relativzeitraum lagen große Effekte vor. Wie in Abbildung 7 ersichtlich, verliefen die mittleren EMG-Amplituden zu Beginn des Kauaktes bei Möhre und Brot sehr nah beieinander mit einer Überkreuzung der EMG-Graphen. Deshalb traten in diesem Relativbereich der Kieferöffnungsbewegung nur kleine Effekte auf. Nach dem Übergang von der Kieferöffnungs- zur Kieferschließbewegung um den Relativzeitpunkt 34,5 wurden der Abstand und auch die Effekte zwischen den mittleren EMG-Amplituden aufgrund der unterschiedlichen Konsistenz der beiden Nahrungen und der unterschiedlichen Aktivierung der Kaumuskeln immer größer, bis sich im Zeitintervall der höchsten mittleren EMG-Amplituden (Gipfel im mittleren EMG-Kauaktprofil) sehr große Effekte zwischen den Testnahrungen zeigten.

Gegenüberstellung der Vergleiche der EMG-Aktivitäten von Möhre und Fleisch sowie Brot und Knäckebrot beim rechten M. masseter (rechtsseitiges Kauen, Arbeitsseite)

Innerhalb des Vergleiches der EMG-Aktivitäten der Testnahrungen Möhre und Fleisch beim rechten M. masseter beim rechtsseitige Kauen ist der Abstand zwischen den EMG-Graphen im Zeitintervall der höchsten mittleren EMG-Amplituden (Gipfel im mittleren EMG-Kauaktprofil) relativ groß (Abbildung 10). Die berechnete Effektstärke zeigte aber nur kleine bis mittelgroße Effekte. Größere Effekte zwischen den Testnahrungen waren im Bereich des flachen Anstieges der EMG-Graphen während der Kieferöffnungsbewegung vor dem Relativzeitpunkt 34,5 und um den Relativzeitpunkt 91 nachweisbar. Der Amplitudenabstand war dabei jedoch geringer als im Zeitpunkt des Gipfels der Kurven der mittleren Amplitude. Die Ursache dafür ist wahrscheinlich auf die unterschiedlichen Streuungen der Differenzen zurückzuführen. Im Relativzeitbereich der höchsten EMG-Aktivitäten war die Streuung der Differenzen sehr groß, beziehungsweise größer als der Mittelwertunterschied. Um den Relativzeitpunkt 91 war die Streuung der Differenzen dahingegen kleiner als der sowieso schon geringe Unterschied der Mittelwerte. Aus diesem Grund waren in diesem Bereich sehr große Effekte zu finden, während im Relativzeitraum der höchsten EMG-Aktivitäten die Effektstärken vergleichsweise klein ausfielen.

Ähnliche Zusammenhänge sind beim Vergleich der EMG-Aktivitäten von Brot und Knäckebrot beim Kauen auf der rechten Seite beim rechten M. masseter (Arbeitsseite) in Abbildung 10 zu beobachten. In diesem Fall wurden fast über den gesamten Zeitverlauf sehr große Effekte deutlich. Im Zeitintervall der höchsten mittleren EMG-Amplituden lagen große

Effekte zwischen den beiden Nahrungen vor. Während des Abfalls der EMG-Graphen wurde, der kleiner werdenden Differenz zwischen den Kurven der mittleren EMG-Amplituden entsprechend, die Effektstärke kleiner. Die Effektstärke stiegen zum Relativzeitpunkt 95 wieder auf sehr große Effekte, obwohl der Mittelwertabstand deutlich kleiner war.

Insgesamt zeigten die Muster der Effektstärkengraphen je nach Nahrungsvergleich unterschiedliche Verläufe. Die Konsistenz der Nahrung hatte dabei, wie bereits von Mioche et al. (1999) beschrieben, einen entscheidenden Einfluss auf die Muskelaktivität.

7.7 Einteilung der Effektstärkendiagramme des M. masseter der Balanceseite

Wie in Kapitel 6.5.2 beschrieben, wurden am Beispiel des rechten M. masseter beim linksseitigen Kauen (Balanceseite) die Diagramme der Effektstärken in drei Gruppen unterteilt. Die in der jeweiligen Gruppe aufgeführten Nahrungsvergleiche zeigen einen ähnlichen Verlauf der Effektstärkengraphen. Die Zuordnung in Gruppen soll einen Überblick über die verschiedenen Muster der Graphenverläufe der Effektstärken ermöglichen.

In welche Gruppe die Effektstärkengraphen der jeweiligen Nahrungspaarungen eingeteilt wurden, war von den Mittelwerten der EMG-Kurven beziehungsweise vom Mittelwert der Differenzen der mittleren EMG-Amplituden abhängig. Bei jedem Nahrungsvergleich konnte eine Annäherung oder Überkreuzung der EMG-Kurven aufgezeigt werden. Daraus folgend sanken die Werte für die Mittelwerte der Differenzen gegen Null und kleine oder keine Effekte konnten zwischen den Nahrungen nachgewiesen werden. In welcher Gruppe die Nahrungspaarungen eingeordnet wurden, war vom Relativzeitpunkt der Überkreuzung der EMG-Kurven abhängig.

Die Effektstärkengraphen der ersten Gruppe gleichen dem Verlauf der mittleren EMG-Amplituden im Relativzeitbereich 30 bis 85 vom steilen Anstieg bis zum Abfall des EMG-Amplituden (siehe Abbildung 11). In diese Gruppe gehören die Vergleiche von Brot und Fleisch, Möhre und Brot, Nuss und Brot, Brot und Knäckebrot, Knäckebrot und Fleisch sowie Knäckebrot und Möhre. Zur zweiten Gruppe gehören die Vergleiche von Nuss und Fleisch, Nuss und Möhre, Möhre und Fleisch sowie Brot und Kaugummi. Die Überschneidungen der EMG-Graphen lagen im Bereich der höchsten mittleren EMG-Amplituden (Abbildung 12). In der dritten Gruppe folgten die Effektstärkengraphen den Verläufen der mittleren EMG-

Amplituden im Relativzeitbereich 70 bis 90 (Abbildung 13). In diese Gruppe wurden die Vergleiche von Nuss und Knäckebrot, Möhre und Kaugummi sowie Knäckebrot und Fleisch eingeordnet.

Um den Umfang für weitere Studien und deren Auswertungen zu reduzieren, könnte aus jeder Gruppe exemplarisch ein Nahrungsvergleich herangezogen werden. Es kann jedoch nicht komplett von einem Nahrungsvergleich auf den anderen geschlossen werden. Diese sollten lediglich als Anhaltspunkt dienen.

7.8 Effektstärkendiagramme von Arbeitsseite und Balanceseite des Vergleiches zwischen Brot und Fleisch

Zur Veranschaulichung inwieweit die Effektstärken beim Vergleich der Testnahrungen über die Muskeln und Kauseiten variieren, wurden die Effektstärkendiagramme der Vergleiche von Brot und Fleisch des M. masseter und des M. temporalis der Arbeits- und Balanceseite gegenübergestellt (Abbildung 14 auf Seite 58).

Die vier Effektstärkendiagramme zeigen in Abbildung 14 einen ähnlichen Graphenverlauf. So konnten in den gleichen Relativzeiträumen große oder kleine Effekte zwischen der Testnahrung Brot und Fleisch nachgewiesen werden. Große Effekte fielen in die Phase der Kieferöffnungsbewegung und in den Relativzeitbereich der höchsten mittleren EMG-Amplituden während der Kieferschließbewegung.

Die erreichten höchsten mittleren EMG-Amplituden waren beim M. masseter der Balanceseite deutlich kleiner als beim M. masseter der Arbeitsseite und dem M. temporalis. Trotzdem konnten beim M. masseter der Balanceseite größere Effekte zwischen den Testnahrungen Brot und Fleisch nachgewiesen werden als beim M. masseter der Arbeitsseite. Beim Kauen liegt der Bolus zwischen den Zahnreihen der Arbeitsseite. Auf der Balanceseite ist dahingegen kein Widerstand vorhanden. Damit ist keine definierte Führung während der Unterkieferschließbewegung vorhanden und die Balanceseite in ihrer Bewegung relativ frei. Außerdem erzielt die Muskulatur der Balanceseite über den Unterkieferbogen eine gewisse Hebelwirkung auf die Arbeitsseite. Zudem wird die Mandibula bei der Kieferschließbewegung, durch den in die Fossa mandibularis zurückgleitenden Kondylus der Balanceseite, wieder in die Position bei statischer Okklusion zurückgeführt (Moller 1966).

Diese Führung des Unterkiefers bei der Schließbewegung wird jedoch hauptsächlich durch die posterioren Muskelfasern des M. temporalis übernommen (Blanksma et al. 1997), weshalb die mittleren EMG-Amplituden des M. temporalis auf der Balanceseite fast genauso hoch wie auf der Arbeitsseite sind.

Die Ergebnisse verdeutlichen, dass die erreichte Höhe der mittleren EMG-Amplituden nicht ausschlaggebend für die Größe der zu erwartenden Effekte ist, sondern das Verhältnis der EMG-Graphen zueinander.

Die Konsistenz der Testnahrungen wirkt sich hinsichtlich der Effekte zwischen den Nahrungen gleichermaßen auf die Kaumuskeln, unabhängig von der Arbeits- oder Balanceseite und M. masseter oder M. temporalis, aus. Unterschiede zwischen der Arbeitsseite und der Balanceseite werden bei den EMG-RMS-Kurven vor allem beim M. masseter deutlich.

Aufgrund der ähnlich verlaufenden Effektstärkengraphen für den M. masseter und den M. temporalis der Arbeitsseite und der Balanceseite könnte für allgemeine Fragestellungen ein Muskel und eine Kauseite genutzt werden. Diese dienen dabei als Anhaltspunkt für den jeweils anderen Kaumuskel und die andere Kauseite, wenn beispielsweise geprüft werden soll, ob im Gipfelbereich der Kurven der mittleren EMG-Amplituden große oder kleine Effekte zwischen den Testnahrungen zu erwarten sind.

7.9 Vergleich von Arbeitsseite und Balanceseite während eines Kauaktes am Beispiel der Testnahrung Nuss

Zwischen der Arbeitsseite und der Balanceseite des M. masseter und M. temporalis bestehen beim Kauen von Nahrung statistisch signifikante Unterschiede (wenn $p < 0,05$). Dies wurden bereits dargestellt (Arnold 2013). Über die Effektstärke soll nun am Beispiel des Kauens der Testnahrung Nuss analysiert werden, wie groß diese Unterschiede sind, in welche Zeitbereiche des Kauaktes diese fallen und welche Ursachen diese haben.

Dafür wird die Arbeitsseite mit der Balanceseite zum einen beim rechten M. masseter und M. temporalis während rechts- und linksseitigen Kauens und zum anderen bei den rechten und linken Kaumuskeln während des Kauens auf der rechten Seite verglichen.

Vergleich von Arbeitsseite mit Balanceseite am Kaumuskel der selben Gesichtsseite

Beim rechtsseitigen Kauen sind der rechte M. masseter und der rechte M. temporalis die Muskeln der Arbeitsseite und der linke M. masseter und der linke M. temporalis die Muskeln der Balanceseite. Beim Vergleich von Arbeitsseite mit Balanceseite am selben Kaumuskel wird die Testnahrung zunächst ipsilateral und dann kontralateral gekaut. Damit liegt der betrachtete Muskel zunächst auf der Arbeitsseite und anschließend auf der Balanceseite. Dieser Vergleich bezieht sich auf nacheinander erfolgende EMG-Registrierungen. Die elektrischen Potentiale werden bei der EMG-Registrierung auf einer Gesichtsseite von den gleichen Muskelfasern erfasst, da es sich um die gleichen Elektrodenposition für die Arbeits- und Balanceseite handelt.

In Abbildung 15 auf Seite 60 zeigt sich beim M. masseter im Gipfelbereich der Kurven der mittleren EMG-Amplituden des Kauaktes ein deutlicher Unterschied zwischen den EMG-RMS-Kurven. Dem entsprechend konnten in diesem Relativzeitbereich große Effekte zwischen der Arbeits- und Balanceseite nachgewiesen werden. Große Effekte zwischen der Arbeits- und der Balanceseite wurden ebenfalls während der Unterkieferöffnungsbewegung deutlich. Dabei zeigte der Graph der mittleren EMG-Amplitude der Arbeitsseite eine leichte kontinuierliche Anstiegssteigerung. Der Graph der Balanceseite blieb bis zum Relativzeitpunkt 27 auf einem EMG-Aktivitätsniveau und steigerte danach die mittlere EMG-Aktivität. Der Vergleich der Arbeitsseite mit der Balanceseite innerhalb des rechten M. temporalis am Beispiel der mittleren EMG-Amplitude der Elektrode 13 ergab einen annähernd deckungsgleichen Verlauf der EMG-Aktivitäten. Daraus resultieren kleinen oder gar keinen Effekte zwischen beiden Kauseiten.

Der M. temporalis ist während der Kieferschließbewegung nicht nur für die Adduktion, sondern auch für die Retraktion der Mandibula in die dorsale Richtung (Aumüller et al. 2007, Benninghoff und Drenckhahn 2008) und für die Stabilisierung des Unterkiefers (Dos Santos 1988) von Bedeutung. Diese Funktion während der Kieferschließbewegung werden auf beiden Kauseiten ausgeführt. Je nach Kauseite ist die Rekrutierung der motorischen Einheiten des M. masseters und deren Erregungsfrequenz der Muskelfasern an die jeweilige Kauseite angepasst. Im Gegensatz dazu scheint beim M. temporalis die Rekrutierung der motorischen Einheiten und die Erregungsfrequenz der Muskelfasern während der Kieferöffnungs- und Kieferschließbewegung unabhängig von der Arbeitsseite und der Balanceseite.

Die kontinuierliche Steigerung der EMG-Aktivität des M. masseter auf der Arbeitsseite vom Beginn des Kauaktes an, legt die Vermutung nahe, dass eine Voraktivierung der Muskelfasern

schon relativ frühzeitig vor Beginn der Kieferschließbewegung stattfindet. Die mittlere EMG-Amplitude des M. masseter der Balanceseite verbleibt bis zum Relativzeitpunkt 27 und die mittleren EMG-Amplituden des M. temporalis der Arbeits- und Balanceseite bis zum Relativzeitpunkt 29 auf sehr niedrigem Niveau.

Vergleich von Arbeitsseite mit Balanceseite zwischen den rechten und linken Kaumuskeln

Beim Vergleich von Arbeits- und Balanceseite zwischen dem rechten und linken M. masseter und M. temporalis wurden die mittleren EMG-Amplituden gleichzeitig während eines Kauaktes aufgezeichnet. Dabei wurden die Elektroden auf einander gegenüberliegenden Muskeln (linker und rechter M. masseter und M. temporalis) positioniert. Um eine bestmögliche Übereinstimmung der Elektrodenposition zu erhalten, wurden Schablonen verwendet (Engel 2010). Trotzdem können nicht, wie bei dem vorhergehenden Vergleich der Arbeitsseite und der Balanceseite, die elektrischen Potentiale derselben Muskelfasern abgeleitet werden.

Abbildung 16 auf Seite 62 zeigt das Effektstärkendiagramm für den Vergleich zwischen rechten M. masseter (Arbeitsseite) und linken M. masseter (Balanceseite) beim rechtsseitigen Kauen. Dabei wurde ein ähnlicher Verlauf der Graphen der mittleren EMG-Amplituden und der Effektstärken wie beim vorhergehenden Vergleich der Kauseiten auf einer Muskelseite deutlich (Abbildung 15). Große Effekte fielen ebenfalls in den Relativzeitraum der Kieferöffnungsbewegung und in den Gipfelbereich der Kurven der mittleren EMG-Amplituden.

Eine Ausnahme beim M. masseter bildet die Effektstärke der Elektrodenposition 1. Diese verläuft außerhalb der Kurvenschar mit maximal mittelgroßen Effekten zwischen der Arbeits- und der Balanceseite. Auch die mittleren EMG-Amplituden von Arbeitsseite und Balanceseite zeigen einen ähnlichen Graphenverlauf im Gegensatz zu den mittleren EMG-Amplituden der anderen Elektrodenpositionen. Ursächlich dafür kann die Platzierung der EMG-Elektrode 1 über der Pars profunda des M. masseter angenommen werden (Abbildung 2). Die schräg verlaufenden Muskelfasern der Pars profunda liegen senkrecht zur Pars superficialis des M. masseters (Elektrodenpositionen 2 bis 16) (Lippert 2000). Die Kontraktion der Pars profunda bewirkt u. a. eine Laterotrusion des Unterkiefers (Schumann et al. 1992, Schumann et al. 1994, Liem 2003).

Beim Vergleich von Arbeitsseite mit Balanceseite zwischen dem rechten und linken M. temporalis zeigten sich insgesamt weniger Effekte als beim Vergleich der Kauseiten beim M.

masseter (Abbildung 16). Die Graphen der Effektstärken erscheinen insgesamt aufgefächert, sodass keine einheitliche Kurvenschar deutlich wird. Diese Ergebnisse zeigen, dass je nach Muskelabschnitt (Elektrodenposition) im Verlauf des mittleren Kauaktprofils unterschiedliche funktionelle Aufgaben übernommen werden und die motorischen Einheiten ihrer Krafrichtung während des Kauaktes entsprechend, unterschiedlich rekrutiert werden (Farella et al. 2002). So bewirken die tiefen medialen Abschnitte des M. temporalis eine Vorschubbewegung des Unterkiefers und damit eine Protrusionsbewegung, während die posterioren Muskelabschnitte im Gegensatz dazu für eine Retrusionsbewegung, also das Zurückziehen des Unterkiefers, zuständig sind (Benninghoff und Drenckhahn 2008).

Ähnlich der Analyse der Verlagerungen des EMG-Aktivitätsmusters des M. temporalis aus Kapitel 6.3, ist demnach auch beim Vergleich der Arbeitsseite mit der Balanceseite ein Unterschied zwischen den anterioren und den posterioren Muskelabschnitten festzustellen. Dabei ist zu beachten, dass wie im Elektrodenschema (Abbildung 2) dargestellt, die Positionen der Messelektroden 1, 2 und 16 fehlen. Die Erregungsmuster in den dynamischen EMG-Interferenzmaps von M. Engel (Engel 2010) zeigten beim M. temporalis der Balanceseite ab dem Relativzeitpunkt 83 ebenfalls eine großflächige Verlagerung des Erregungsschwerpunktes auf die hinteren und mittleren Muskelbereiche. Auf der Arbeitsseite ist dies nur im geringfügigen Maße zu beobachten. Allein der hintere Muskelabschnitt des M. temporalis ist für die Retraktion, also für das Zurückführen des Unterkiefers ausschlaggebend (Aumüller et al. 2007).

Die Effektstärken der Vergleiche von Arbeitsseite mit Balanceseite zeigten ein weitaus aufgefächerteres Bild als die Effektstärkendiagramme aus Abbildung 15. Wie in Absatz 4.1 beschrieben sind der M. masseter und M. temporalis in unterschiedliche Areale mit unterschiedlichen Aufgaben unterteilt (Aumüller et al. 2007). Die vorhergehenden Vergleiche zwischen den Nahrungen betrachteten entweder die Arbeitsseite oder die Balanceseite der Kaumuskeln und damit auch Areale mit zeitlich und funktionell gleichen Aufgaben. Damit ist auch von einem weitaus einheitlicheren Bild der Graphenmuster der Effektstärken auszugehen.

7.10 Zeitweise außerhalb der Kurvenschar verlaufenden Effektstärkengraphen beim M. masseter und M. temporalis

Um die Frage zu beantworten, ob die Effektstärkengraphen beim Vergleich der Testnahrungen über den gesamten Kauakt in einer Kurvenschar verlaufen und damit die Effekte über den M. masseter und M. temporalis gleichermaßen verteilt sind, wurden in Kapitel 6.5.5 die Diagramme vom M. masseter der Arbeitsseite beim Vergleich von Möhre mit Knäckebrötchen und vom M. temporalis der Arbeitsseite beim Vergleich von Brot mit Kaugummi analysiert.

Für die Betrachtung der einzelnen, zu der gesamten Kurvenschar different verlaufenden Effektstärkengraphen wurden die mittleren EMG-Amplituden der EMG-Elektrode 5 des M. masseters und der EMG-Elektrode 11 des M. temporalis als Vergleich herangezogen. Diese Graphen verlaufen kontinuierlich in der Kurvenschar. Eine vergleichbare Messelektrode ist für die Analyse des differenten Verlaufes der einzelnen EMG-Kanäle sinnvoll.

M. masseter der Arbeitsseite beim Vergleich von Möhre und Knäckebrötchen

Innerhalb der Gegenüberstellung von Möhre mit Knäckebrötchen beim M. masseter der Arbeitsseite verliefen die Effektstärkengraphen der Elektroden 1, 2 und 4 während einzelner Relativzeiträume different zu der Kurvenschar (Abbildung 17 auf Seite 64).

Der Effektstärkengraph 2 zeigte einen singulären Graphenverlauf vom Beginn des Kauaktes bis zum Relativzeitpunkt 9. Im Vergleich zur Effektstärke der Elektrodenposition 5 waren die Werte für die Mittelwerte der Differenzen kleiner und die Werte für die Streuungen der Differenzen größer. Daraus resultierten insgesamt kleinere Effektstärken für den Graphen 2 (siehe Kapitel 5.2.5). Auch der Effektstärkengraph 1 wies im Relativzeitraum 4 bis 30 während der Kieferöffnungsbewegung kleinere Werte für die Mittelwerte der Differenzen und größere Werte für die Streuungen der Differenzen im Vergleich zum Effektstärkengraphen 5 auf. Das Gleiche gilt für den Effektstärkengraph 4. Dieser verläuft, während der Kieferschließbewegung im Gipfelbereich der Kurven der mittleren EMG-Amplituden, im Relativzeitraum 58 bis 79 separat.

Wie in Abschnitt 6.5.5 beschrieben, fielen beim M. masseter die EMG-Elektroden 1, 2 und 4 durch ihren zeitweise differenten Graphenverlauf auf. Die Betrachtung der Elektrodenpositionen zeigt bei allen Elektroden eine randständige Position auf dem Muskel (Abbildung 2, Seite 23). Die EMG-Elektroden 1, 2 und 4 sind auf dem kranialen Muskelanteil

des M. masseter positioniert. Dabei ist die Elektrode 1 besonders durch ihre Lage über dem tiefen Muskelanteil (Pars profunda) des M. masseters hervorzuheben. Während der oberflächliche Muskelanteil (Pars superficialis) neben der Adduktion des Unterkiefers auch für die Vorschubbewegung (Protrusion) ausschlaggebend ist, so ist die Pars profunda zusätzlich während der Seitwärtsbewegung des Unterkiefers (Laterotrusion) aktiv (Schumann et al. 1992, Schumann et al. 1994, Liem 2003).

Werden diese Ergebnisse mit den EMG-Aktivitätsmaps von Engel (2010) verglichen, so wird deutlich, dass die EMG-Elektroden 1, 2 und 4 auf einem Muskelabschnitt mit eher niedrigen EMG-Aktivitäten liegen. Die Muskelregionen des M. masseter unter den Elektrodenpositionen 13, 15 und 16 zeigen dahingegen über den gesamten Kauakt verhältnismäßig große EMG-Aktivitäten. Die mittleren EMG-Amplituden der 16 Messelektroden vom M. masseter liegen bis zum Übergang von der Kieferöffnungs- zur Kieferschließbewegung sehr nahe beieinander und sind erst mit steigender EMG-Aktivität klar voneinander abzugrenzen. Dass diese Unterschiede zwischen den einzelnen Messelektroden möglich sind, ist darauf zurückzuführen, dass sich die motorischen Einheiten der Kaumuskulatur im Gegensatz zur Extremitätenmuskulatur auf sehr kleine Regionen beschränken. Dies ermöglicht eine differenziertere Aktivierbarkeit der Kaumuskeln (Hugger et al. 2006).

Der M. temporalis der Arbeitsseite beim Vergleich der Testnahrung Brot mit Kaugummi

Der Vergleich von Brot mit Kaugummi beim M. temporalis der Arbeitsseite zeigte für die Effektstärkengraphen 13, 6 und 7 teilweise singuläre Graphenverläufe (Abbildung 18 auf Seite 65). Wie in Absatz 6.5.5 beschrieben, fielen die Mittelwerte der Differenzen der EMG-Elektroden 13 im Vergleich zu den Elektroden 11 zu den ausgewählten Relativzeitpunkten kleiner aus, während die Streuung der Differenzen zu den ersten beiden Zeitpunkten größer war. In den vorhergehend betrachteten Werten für die EMG-Aktivität ging eine größere Streuung der Differenzen mit kleineren Effekten und eine kleinere Streuung der Differenzen mit größeren Effekten einher. In diesem Fall geht die kleinere Streuung der Differenzen mit dem ebenfalls kleineren Mittelwert der Differenzen zusammen, was zu kleineren Effekten im Gegensatz zur Vergleichselektrode 11 führt. Der Unterschied zwischen den Effektstärkengraphen ist mit 0,2 relativ klein.

Aus den Elektrodenpositionen (Abbildung 2) geht hervor, dass auch beim M. temporalis die Messelektroden der einzeln verlaufenden Effektstärkengraphen eine randständige Platzierung

auf dem Muskel aufweisen. Während die Oberflächenelektrode 13 kranial anterior liegt, sind die Messelektroden 6 und 7 kaudal posterior positioniert.

Die singular verlaufenden Effektstärken-Graphen der Oberflächenelektroden 6, 7 und 13 beim Vergleich von Brot mit Kaugummi, fallen in den Relativzeitraum der Öffnungsbewegung des Unterkiefers. In dieser Phase des Kauaktes unterscheiden sich die mittleren EMG-Amplituden der verschiedenen Elektrodenpositionen nur geringfügig von einander. Die Effekte zwischen den EMG-Elektroden sind trotzdem groß. In den dynamischen EMG-Interferenzmaps von Engel (2010) des M. temporalis zeigt sich (Abbildung 4), dass zu Beginn des Kauaktes die größten EMG-Aktivitäten im Muskelbereich der Messelektroden 6 und 7 liegen. In der Muskelregion um die EMG-Elektrode 13 wurden wiederum niedrigere EMG-Aktivitäten gemessen. Diese Verteilung der EMG-Aktivitäten kehrt sich im Laufe des Kauaktes um. Dass einige Oberflächenelektroden des M. temporalis während der Kieferöffnungsbewegung und damit im Zeitbereich von relativ niedrigen EMG-Aktivitäten auffällig sind, kann auch damit zusammen hängen, dass bei hohen EMG-Aktivitäten viele motorische Einheiten erregt sind. Bei niedriger mittlerer EMG-Amplitude werden aber weniger motorische Einheiten rekrutiert.

7.11 Berechnung der Effektstärke für abhängigen und unabhängigen Stichproben

Beim M. masseter der Arbeitsseite wurden die Testnahrungen Möhre, Fleisch und Knäckebrot jeweils miteinander verglichen. Dabei erfolgte die Berechnung der Effektstärke für abhängige Stichproben und für unabhängige Stichproben. Obwohl in dieser Studie keine zweite Probandengruppe untersucht wurde, wurde angenommen, dass die verglichenen Daten von unterschiedlichen Probandengruppen stammen (unabhängige Stichproben). Dadurch sollen die Auswirkungen auf den statistischen Effekt analysiert werden. Die Ergebnisse dieser Beispielrechnungen wurden pro Nahrungsvergleich gegenüber gestellt. Damit sollte der Frage nachgegangen werden, in wie weit unterschiedliche Abhängigkeiten der Stichproben das statistische Ergebnis für die Effektstärke beeinflussen. Da die drei Testnahrungen Möhre, Fleisch und Knäckebrot die gleichen absoluten Kauaktzeiten aufweisen (Engel 2010) wurden diese ausgewählt.

Wie in Kapitel 5.2.5 beschrieben, können die Effektstärken für abhängiger Stichproben, wie für die vorliegende Probandengruppe, mit den Ergebnissen aus anderweitigen

Untersuchungen nicht direkt verglichen werden (Rasch et al. 2010a). Aus diesem Grund könnte für weitere Untersuchungen die Möglichkeit der Verwendung von gematchten Probanden- oder Patientengruppen in Betracht gezogen werden. Dabei sollte u. a. der Zahnstatus der Patientengruppe und der Probandengruppe vergleichbar sein. Schließlich sind die Zähne, wie Mushimoto (1981) beschrieben hat, der „orale Sinn“ und haben einen direkten Einfluss auf die Muskelaktivität während des Kauaktes. Auch Yven et al. (2006) konnten mithilfe der Elektromyographie nachweisen, dass der Zahnstatus einen Einfluss auf die dynamische Anpassung des Kauverhaltens hat. Untersuchungen von Peyron et al. (2004) zeigten, dass sich die Kraft, Dauer und die Anzahl der einzelnen Kauakte mit dem Alter verändert. Die zu vergleichenden Gruppen sollten demnach in Bezug auf das Alter, den Zahnstatus, die bevorzugte Kauseite und anderen Kriterien aufeinander abgestimmt werden. Dadurch wird die interindividuelle Variabilität beziehungsweise Streuung vermindert (Leonhart 2013) und die Ergebnisse der Gruppen könnten verglichen werden.

Die Kurvenverläufe der Effektstärken scheinen in den Diagrammen (Abbildung 19) bei den Berechnungen für abhängige und unabhängige Stichproben ähnlich. Insgesamt ist die Effektstärke bei der Berechnung für unabhängige Stichproben jedoch kleiner. Statistische Tests für abhängige Stichproben reagieren sensibler als Tests für unabhängige Stichproben (Bortz und Schuster 2010, Leonhart 2013). Bei gleichen Mittelwerts- und Streuungsunterschieden wären die Effekte zwischen zwei abhängige Stichproben größer als zwischen zwei unabhängigen Stichproben. Die Ursache dafür liegt in der unterschiedlichen Berechnung der Standardabweichung für die Effektstärke für abhängige und unabhängige Stichproben. Während bei abhängigen Stichproben die Standardabweichung der zu vergleichenden Werte einzeln in die Berechnung eingebracht wird, wird bei der Berechnung der Effektstärke für unabhängige Stichproben die Standardabweichung der Grundgesamtheit der Stichprobe genutzt (Bortz und Schuster 2010). Für die Standardabweichung der Grundgesamtheit werden die Varianzen der zu vergleichenden Stichproben zusammengefasst (Rasch et al. 2010a). Dadurch wird deutlich, warum die Effektstärken für abhängige und unabhängige Stichproben unterschiedlich hoch sind.

Vergleiche zwischen Probanden- und Patientengruppen wurden bereits durchgeführt. So konnten beispielsweise Schumann et al. (1988a) nachgewiesen, dass sich die elektromyographischen Potentiale der Kaumuskulatur bei Probanden und CMD-Patienten unterscheiden. Auch Briesemeister et al. (2013) zeigten signifikante Unterschiede zwischen Kindern mit Cerebralparese und gesunden Kindern bei der elektromyographischen Registrierung von M. masseter und M. temporalis.

Über die Viel-Kanal-EMG-Registrierung und die Effektstärke ist es möglich kleine Differenzen zwischen den einzelnen Elektrodenpositionen von Probanden- und Patientengruppen statistisch zu analysieren.

7.12 Zeitnormierung

Für eine bessere Vergleichbarkeit der einzelnen Nahrungen, beziehungsweise generell der Datensätze untereinander, wurden die Werte in 100 Relativzeitpunkte aufgeteilt (Kapitel 5.1.6). Dadurch wird ein Vergleich der einzelnen Relativzeitpunkte ermöglicht. Diese Zeitnormierung hat nun wiederum auch Auswirkungen auf die Ergebnisse der Berechnungen der Effektstärken. Die Kauzyklen sind zum einen von den individuellen Variabilitäten der Probanden (Kapitel 4.4), aber auch von der Nahrung an sich abhängig. Dass die Nahrungskonsistenz einen erheblichen Einfluss auf die Kauakte hat, wurde in vielen Studien belegt. So haben beispielsweise Mioche et al. (1999) beschrieben, dass das Kauen an die Nahrungsmittelkonsistenz angepasst wird und die EMG-Aktivität des M. masseters und M. temporalis mit der Festigkeit der Nahrung steigt. Schon Mushimoto (1981) hat mithilfe der Elektromyographie festgestellt, dass die Ausprägung des Widerstandes, der aufgrund der unterschiedlichen Festigkeiten der Nahrungen auf die Zähne beim Kauen wirkt, gleichzeitig die Kaumuskelaktivität beeinflusst.

Bei der Zeitnormierung wurden die Kauakte teilweise gestaucht, um eine einheitliche relative Dauer zu erreichen. Damit können sich auch die relativen Zeitpunkte der höchsten mittleren EMG-Amplituden (Gipfel im mittleren EMG-Kauaktprofil) und der Umkehrpunkte von der Kieferöffnungs- zur Kieferschließbewegung minimal ändern. Dieser Effekt wirkte sich beim M. masseter und M. temporalis gleichermaßen aus, da die Zeitnormierung auf beide Muskeln zutrifft.

Ein Kauakt umfasst die Kieferöffnung- und die Kieferschließbewegung (Kapitel 4.2). Nun stellt sich die Frage, in welcher Phase sich die Nahrungskonsistenz auf die Ergebnisse auswirkt. Zu diesem Sachverhalt liegen momentan keine aussagekräftigen Studien vor, die den Einfluss der Zeitnormierung auf die Auswertung verschiedener Kauakte darstellen.

Vermutlich fällt die Kieferschließbewegung angesichts der Nahrungskonsistenz angepasst aus, während die Kieferöffnungsbewegung aufgrund des unveränderten Widerstandes gleichbleibend verläuft.

Wird nun ein Vergleich zu anderen Studien bezüglich automatisierter Bewegungsabläufen gezogen, wie beispielsweise zu der Untersuchung von Schumann et al. (2006), so wird dieser Gedankenansatz plausibler. Dabei wurde mithilfe der Elektromyographie am Hinterbein der Maus die Laufbewegung während unterschiedlichen Laufgeschwindigkeiten analysiert. Das Laufen der Maus wird in eine Stemm- und eine Schwingphase unterteilt, dem Aufbringen von Kraft, um den Körper vom Boden abzustößen und dem Zurückführen des Beines, um die Bewegung erneut durchführen zu können (Scholle et al. 2001, Schumann et al. 2006). Dieser Bewegungsablauf ähnelt der Kaubewegung. Der Widerstand zur Kraftausübung stellt nicht die Schwerkraft sondern die Nahrung dar. Die Ergebnisse von Schumann et al. (2006) zeigen, dass die Bewegungen der Maus in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit nicht nur in ihrer Kraftamplitude, sondern auch über die Zeit variieren. Dabei beansprucht die Schwingphase ein annähernd gleich großes Zeitfenster, während sich die Stemmphasendauer entsprechend der gelaufenen Geschwindigkeit ändert (Schumann et al. 2006). Übertragen auf die Kaubewegung bedeutet dies, dass die Phase der Öffnungsbewegung gleich bleibt und die des Kieferschlusses variieren könnte. Demnach könnte bei länger werdender Schließbewegung die relative Dauer der Kieferöffnung aufgrund der Zeitnormierung verkürzt und somit der Punkt vom Übergang der Öffnungs- zur Schließbewegung bzw. vom flachen zum steilen Anstieg der mittleren EMG-Amplituden in der Relativzeit nach links verschoben werden.

Während dieser Untersuchung wurden die Testnahrungen von den Probanden normal zerkaut, demnach ohne die Kaubewegung extra schnell oder langsam durchzuführen. Dabei ergaben sich je nach Nahrungskonsistenz unterschiedlich lange Kauzyklen (Tabelle 4) (Engel 2010). Bei gleichen oder ähnlichen Absolutzeiten fällt der Übergang vom Öffnen zum Schließen der Kiefer in den gleichen Relativzeitraum.

Tabelle 4: Darstellung der absoluten Kauaktzeiten der einzelnen Testnahrungen der rechten und linken Kauseite in Sekunden (Engel 2010)

	Nuss	Möhre	Brot	Knäckebrot	Fleisch	Kaugummi
Rechts	0,7	0,58	0,61	0,6	0,6	0,68
Links	0,66	0,57	0,61	0,6	0,598	0,69

Werden nun einige Diagramme aus dieser Arbeit betrachtet, so zeigte sich beispielsweise bei den Vergleichen von Möhre mit Knäckebrot (Abbildung 17) sowie von Knäckebrot mit Fleisch (Abbildung 19), dass Nahrungen mit ähnlichen Absolutzeiten (Tabelle 4) einen sehr ähnlichen Graphenverlauf der mittleren EMG-Amplituden während des Überganges vom flachen zum steilen Anstieg der Graphen um den Relativzeitpunkt 34,5 aufwiesen. Dieser Relativzeitpunkt wurde als der Übergang von der Kieferöffnungs- zur Kieferschließbewegung bestimmt (Engel 2010). Anderes wurde beim Vergleich von Nuss mit Fleisch deutlich (Abbildung 12). Der Graph der mittleren EMG-Amplitude der Nuss begann mit dem steilen Anstieg der EMG-Graphen zu einem früheren Zeitpunkt als die mittlere EMG-Amplitude bei der Testnahrung Fleisch. Der Kauakt der Nuss ist länger als beim Fleisch. Aufgrund der stärkeren Stauchung des Kauaktes der Nuss im Zuge der Zeitnormierung erscheint die Kieferöffnungsbewegung relativ kürzer. Der Übergang vom flachen zum steilen Anstieg der mittleren EMG-Amplituden lag im Bezug zur Relativzeit weiter links als bei der mittleren EMG-Amplitude der Testnahrung Fleisch.

Die Unterschiede der absoluten Kauzeiten der einzelnen Testnahrungen sind bei dieser Untersuchung relativ gering (siehe Tabelle 4). Werden in nachfolgenden Studien Probanden mit Patienten verglichen, sollte auf den Einfluss der Zeitnormierung geachtet werden.

7.13 Die wesentlichen Erkenntnisse aus der Studie

Die Untersuchung der Kaumuskeln M. masseter und M. temporalis mit dem EMG-Interferenzmapping nach Schumann et al. (1991) und Scholle et al. (1992) ermöglicht eine ausführliche Analyse der Kaumuskulatur von Probanden während des Kauaktes.

Die vorliegende Arbeit konnte zeigen, dass eine Normalverteilung der mittleren EMG-Amplituden vom M. masseter und M. temporalis unter Berücksichtigung des Kauens unterschiedlicher Testnahrungen vorliegt. Von 131068 überprüften Stichproben wurden nur bei 2858 statistisch signifikante Abweichungen von der Normalverteilung nachgewiesen. Deshalb wurden die weiteren statistischen Prüftests, trotz der individuellen und interindividuelle Variabilität der Probanden, mit parametrischen Tests durchgeführt.

Die von Engel (2010) visuell beschriebenen EMG-Aktivitätsverlagerungen in den dynamischen EMG-Interferenzmaps beim M. temporalis, konnten unter Zuhilfenahme der

einfaktoriellen Varianzanalyse mit Messwiederholung über den gesamten Kauakt statistisch belegt werden. Demnach sind über die Kauaktdauer Muskelareale unterschiedlich aktiv, die durch die Rekrutierung weiterer motorischer Einheiten (Farella et al. 2002) beziehungsweise der zusätzlichen Aktivierung motorischer Einheiten in ihrer Kaukraft variieren können (Hugger et al. 2006, Aumüller et al. 2007).

Die Effektstärke bietet neben den statistischen Tests die Möglichkeit, unter gleichzeitiger Berücksichtigung der Streuung, die Relevanz der Unterschiede zwischen einzelnen Stichproben zu kennzeichnen. In dieser Arbeit konnte anhand der Effektstärkendiagramme dargestellt werden, dass die Effektstärke von den Mittelwertsunterschieden der mittleren EMG-Amplituden und den Streuungsbreiten gleichermaßen beeinflusst wird.

Beim Vergleich der Testnahrungen verliefen die Effektstärkengraphen teilweise mit oder entgegen dem Graphen der mittleren EMG-Amplitude im mittleren Kauaktprofil. Dies wurde vor allem im Gipfelbereich der Kurven der mittleren EMG-Amplituden durch große oder kleine Effekte deutlich. Einige Effektstärkengraphen zeigten einen singulären Graphenverlauf im Gegensatz zur restlichen Kurvenschar. Diese Muskelbereiche der Elektrodenpositionen mit den einzeln verlaufenden Effektstärkengraphen weisen demnach eine andere Aktivierung auf als die anderen Kaumuskelareale. Beim direkten Vergleich der Arbeitsseite mit der Balanceseite konnten sowohl signifikante Unterschiede als auch Effekte zwischen den Kauseiten nachgewiesen werden. Beim M. masseter waren große Effekte und beim M. temporalis dahingegen eher kleine Effekte belegbar. Folglich hängt die Erregung der motorischen Einheiten beim M. masseter erheblich davon ab, ob die Nahrung auf der ipsilateralen oder der kontralateralen Seite gekaut wird. Auch die Kaumuskeln unterliegen einer differenzierten Aktivierbarkeit der einzelnen Muskelbereiche durch die unterschiedliche Rekrutierung der motorischen Einheiten (Hugger et al. 2006). Dies wird neben den Ergebnissen der Varianzanalyse auch in den Effektstärkendiagrammen deutlich.

Die Ergebnisse der Effektstärken der vorliegenden abhängigen Stichproben werden durch die Größe ihrer Abhängigkeit untereinander beeinflusst (Rasch et al. 2010b). Deshalb sollten in nachfolgenden Untersuchungen die elektromyographischen Signale von Probanden- und Patientengruppen über die Effektstärke für unabhängige Stichproben verglichen werden.

Diese Arbeit diene der statistischen Kennzeichnung topographischer EMG-Verteilungsmuster der Kaumuskulatur an einer Gruppe gesunder Probanden und als Grundlage für weitere Untersuchungen, welche sich insbesondere der Frage des Unterschiedes zwischen Probanden- und Patientengruppen über die Effektstärke stellt.

8 Ausblick

Im Anschluss an diese Analyse der mittleren EMG-Amplituden der Viel-Kanal-Oberflächen-EMG-Registrierung des M. masseter und M. temporalis von gesunden Probanden gibt es weitere Möglichkeiten zur Untersuchung des Kauaktes. Das Verständnis für die Bewegungsabläufe beim Zerkleinern von Nahrung kann dabei erweitert werden. So könnte beispielsweise das Verhältnis von der Unterkieferöffnungs- zur Unterkieferschließbewegung im mittleren Kauaktprofil untersucht werden.

Auf Grundlage dieser Arbeit können in Zukunft Probanden mit Patienten auch anhand der Effektstärke verglichen werden, um über die topographischen EMG-Aktivitätsmuster der Kaumuskeln zusätzliche Erkenntnisse hinsichtlich der Pathogenese von funktionellen Störungen im Kiefer-Gesichts-Bereich, wie beispielsweise der Craniomandibulären Dysfunktion (CMD), zu erzielen. Damit wird nicht nur geklärt, inwieweit statistisch signifikante Unterschiede (wenn $p < 0,05$) zwischen einer Probanden- und einer Patientengruppe bestehen, sondern auch wie groß diese Unterschiede unter gleichzeitiger Berücksichtigung der Varianz ausfallen. Durch die Viel-Kanal-Oberflächen-EMG-Registrierung kann so veranschaulicht werden, in welchen Muskelbereichen und Relativzeiträumen des Kauaktes die Unterschiede der intra- und intermuskulären Koordination zwischen den Probanden- und Patientengruppen auftreten. Außerdem können in Verlaufskontrollen die Effekte unterschiedlicher therapeutischer Maßnahmen zur Behandlung der CMD, insbesondere deren Einfluss auf verschiedene Muskelareale der Kaumuskulatur, charakterisiert werden.

Auch Dysgnathien beeinflussen die Erregungsmuster der Kaumuskulatur (Ciccone de Faria Tdos et al. 2010, Andrade Ada et al. 2010). Durch die Viel-Kanal-Oberflächen-EMG-Registrierung des M. masseter und M. temporalis ergibt sich die Möglichkeit, die EMG-Kaumuskelaktivität von Patienten mit unterschiedlichen Zahn- und Kieferfehlstellungen im Verlauf der Kauakte detailliert zu kennzeichnen. Dabei kann untersucht werden, in welchen Zeitintervallen des Kauaktes und in welchen Muskelarealen, dysgnathiebedingte Veränderungen der Kaumuskelfunktion auftreten.

9 Literatur- und Quellenverzeichnis

- Abekura H, Yokomura M, Sadamori S, Hamada T. 2008. The initial effects of occlusal splint vertical thickness on the nocturnal EMG activities of masticatory muscles in subjects with a bruxism habit. *Int J Prosthodont*, 21 (2):116-120.
- Alajbeg IZ, Valentic-Peruzovic M, Alajbeg I, Illes D, Celebic A. 2005. The influence of dental status on masticatory muscle activity in elderly patients. *Int J Prosthodont*, 18 (4):333-338.
- Alam MK, Rahman SA, Basri R, Sing Yi TT, Si-Jie JW, Saha S. 2015. Dental Implants - Perceiving Patients' Satisfaction in Relation to Clinical and Electromyography Study on Implant Patients. *PLoS One*, 10 (10):e0140438.
- Ambrosio AR, Trevilatto PC, Martins LP, Santos-Pinto AD, Shimizu RH. 2009. Electromyographic evaluation of the upper lip according to the breathing mode: a longitudinal study. *Braz Oral Res*, 23 (4):415-423.
- Anders C, Schumann NP, Scholle HC, Witte H, Zwiener U. 1991. [Quantification of artefacts in surface EMG by validating the lower frequency limit in clinico-physiologic studies]. *EEG EMG Z Elektroenzephalogr Elektromyogr Verwandte Geb*, 22 (1):40-44.
- Andrade Ada S, Gavião MB, Gameiro GH, De Rossi M. 2010. Characteristics of masticatory muscles in children with unilateral posterior crossbite. *Braz Oral Res*, 24 (2):204-210.
- Arnold C. 2013. Die inter- und intramuskuläre Koordination von M. masseter und M. temporalis (Vergleich zwischen Arbeits- und Balanceseite) [Dissertation]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
- Arzul L, Corre P, Khonsari RH, Mercier JM, Piot B. 2012. [Asymmetric hypertrophy of the masticatory muscles]. *Ann Chir Plast Esthet*, 57 (3):286-291.
- Aumüller G, Aust G, Doll A, Engele J, Kirsch J, Mense S, Reißig D, Salvetter J, Schmidt W, Schmitz F, Schulte E, Spaniel-Borowski K, Wolff W, Wurzingler LJ, Zilch H-G. 2007. *Duale Reihe Anatomie*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Benninghoff, Drenckhahn. 2008. *Anatomie Makroskopische Anatomie, Histologie, Embryologie, Zellbiologie Band 1*. München: Elsevier.
- Biedermann F, Schumann NP, Fischer MS, Scholle HC. 2000. Surface EMG-recordings using a miniaturised matrix electrode: a new technique for small animals. *J Neurosci Methods*, 97 (1):69-75.
- Blanksma NG, Van Eijden TM. 1990. Electromyographic heterogeneity in the human temporalis muscle. *J Dent Res*, 69 (10):1686-1690.
- Blanksma NG, van Eijden TM, van Ruijven LJ, Weijs WA. 1997. Electromyographic heterogeneity in the human temporalis and masseter muscles during dynamic tasks guided by visual feedback. *J Dent Res*, 76 (1):542-551.
- Bodere C, Woda A. 2008. Effect of a jig on EMG activity in different orofacial pain conditions. *Int J Prosthodont*, 21 (3):253-258.
- Bortz J, Schuster C. 2010. *Statistik für Human- und Sozialwissenschaftler*. Springer Verlag.
- Bortz J, Lienert GA, Böhnke K. 2008. *Verteilungsfreie Methoden in der Biostatistik*. Heidelberg: Springer Verlag.
- Botelho AL, Melchior Mde O, da Silva AM, da Silva MA. 2009. Electromyographic evaluation of neuromuscular coordination of subject after orthodontic intervention. *Cranio*, 27 (3):152-158.
- Botelho AL, Silva BC, Gentil FH, Sforza C, da Silva MA. 2010. Immediate effect of the resilient splint evaluated using surface electromyography in patients with TMD. *Cranio*, 28 (4):266-273.
- Briesemeister M, Schmidt KC, Ries LG. 2013. Changes in masticatory muscle activity in children with cerebral palsy. *J Electromyogr Kinesiol*, 23 (1):260-266.
- Bühner M, Ziegler M. 2009. *Statistik für Psychologen und Sozialwissenschaftler*. Pearson Studium.
- Ciavarella D, Mastrovincenzo M, Sabatucci A, Parziale V, Chimenti C. 2010. Effect of the Enveloppe Linguale Nocturne on atypical swallowing: surface electromyography and computerised postural test evaluation. *Eur J Paediatr Dent*, 11 (3):141-145.

- Ciccone de Faria Tdos S, Hallak Regalo SC, Thomazinho A, Vitti M, de Felicio CM. 2010. Masticatory muscle activity in children with a skeletal or dentoalveolar open bite. *Eur J Orthod*, 32 (4):453-458.
- Clauß G, Ebner H. 1983. Grundlagen der Statistik für Psychologen, Pädagogen und Soziologen. Berlin: Volk und Wissen Volkseigener Verlag.
- Clauß G, Finze F, Partzsch L. 1999. Statistik
Für Soziologen, Pädagogen, Psychologen und Mediziner
Grundlagen. Verlag Harri Deutsch.
- Cohen J. 1992. A power primer. *Psychol Bull*, 112 (1):155-159.
- de Jong WC, Korfage JA, Langenbach GE. 2011. The role of masticatory muscles in the continuous loading of the mandible. *J Anat*, 218 (6):625-636.
- Denny-Brown DE, Sherrington CS. 1928. Subliminal fringe in spinal flexion. *J Physiol*, 66 (2):175-180.
- Deutzmann R, Bischofberger J, J. B. 2012. Duale Reihe Physiologie. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Dib A, Montero J, Sanchez JM, Lopez-Valverde A. 2015. Electromyographic and patient-reported outcomes of a computer-guided occlusal adjustment performed on patients suffering from chronic myofascial pain. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 20 (2):e135-143.
- Dos Santos J. 1988. Gnathologie. Prinzipien und Konzepte. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag GmbH.
- Ebinger F. 2005. Exteroceptive suppression of masseter muscle activity in children and adolescents with primary headaches. *Thieme eJournals*.
- Ebinger F. 2006. Exteroceptive suppression of masseter muscle activity in juvenile migraineurs. *Cephalalgia*, 26 (6):722-730.
- Engel M. 2010. Einfluss der Nahrungskonsistenz auf die dynamisch-topographischen Aktivierungsmuster des M. masseter und M. temporalis beim Kauen - 62 Kanal-OEMG-Interferenz-Mapping [Dissertation]. Jena: Friedrich-Schiller Universität.
- Erdem A, Kilic N, Eroz B. 2009. Changes in soft tissue profile and electromyographic activity after activator treatment. *Aust Orthod J*, 25 (2):116-122.
- Eriksson PO, Thornell LE. 1983. Histochemical and morphological muscle-fibre characteristics of the human masseter, the medial pterygoid and the temporal muscles. *Arch Oral Biol*, 28 (9):781-795.
- Farella M, Van Eijden T, Baccini M, Michelotti A. 2002. Task-related electromyographic spectral changes in the human masseter and temporalis muscles. *Eur J Oral Sci*, 110 (1):8-12.
- Farina D, Merletti R, Enoka RM. 2014. The extraction of neural strategies from the surface EMG: an update. *J Appl Physiol* (1985), 117 (11):1215-1230.
- Fietze I, Weeß H-G. 2011. Obstruktive Schlaf-Apnoe
Therapiemöglichkeiten und individuelle Behandlungsstrategien Deutsche Gesellschaft für Schlafforschung und Schlafmedizin (DGSM).
- Franca EC, Sousa CB, Aragao LC, Costa LR. 2014. Electromyographic analysis of masseter muscle in newborns during suction in breast, bottle or cup feeding. *BMC Pregnancy Childbirth*, 14:154.
- Gedrange T, Hietschold V, Haase I, Haase J, Laniado M, Harzer W. 2005. [Computed tomographic examination of muscle volume, cross-section and density in patients with dysgnathia]. *Rofo*, 177 (2):204-209.
- Gertz S. 2003. Basiswissen Neuroanatomie
Leicht verständlich - Knapp - Klinikbezogen. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Gomes SG, Custodio W, Faot F, Del Bel Cury AA, Garcia RC. 2010. Masticatory features, EMG activity and muscle effort of subjects with different facial patterns. *J Oral Rehabil*, 37 (11):813-819.
- Görtz A. 2005. Psychophysiologische Reaktionsmuster von Bruxisten im Vergleich zu Nicht-Bruxisten unter affektneutral-kognitiver Belastung und affektinduktivem Stress mit besonderer Berücksichtigung des Masseter-Elektromyogramms [Dissertation]. Düsseldorf: Heinrich Heine Universität Düsseldorf.
- Grassme R, Stegeman DF, Drost G, Schumann NP, Scholle H. 2003. Selective spatial information from surface EMG after temporal filtering: the application to interference EMG using cross-covariance analysis. *Clin Neurophysiol*, 114 (12):2338-2346.

- Grassme R, Stegeman DF, Biedermann FHW, Schumann NP, Schilling N, Fischer MS, Scholle HC. 2001. Analyse intramuskulärer Koordination: erhöhte räumliche Auflösung des Multikanal-Oberflächen-EMG durch Zeit/Frequenz-Filterung. In: Scholle HC, Schumann NP, Hrsg. 4 Arbeitstagung Motodiagnostik - Mototherapie, Referate. Jena: Friedrich-Schiller-Universität Jena, 23-27.
- Grassme R, Arnold D, Anders C, van Dijk JP, Stegeman DF, Linss W, Bradl I, Schumann NP, Scholle H. 2005. Improved evaluation of back muscle SEMG characteristics by modelling. *Pathophysiology*, 12 (4):307-312.
- Grillo CM, Canales Gde L, Wada RS, Alves MC, Barbosa CM, Berzin F, de Sousa Mda L. 2015. Could Acupuncture Be Useful in the Treatment of Temporomandibular Dysfunction? *J Acupunct Meridian Stud*, 8 (4):192-199.
- Haketa T, Baba K, Akishige S, Fueki K, Kino K, Ohyama T. 2003. Utility and validity of a new EMG-based bruxism detection system. *Int J Prosthodont*, 16 (4):422-428.
- Hamata MM, Zuim PR, Garcia AR. 2009. Comparative evaluation of the efficacy of occlusal splints fabricated in centric relation or maximum intercuspation in temporomandibular disorders patients. *J Appl Oral Sci*, 17 (1):32-38.
- Hassfeld S, Meinck HM. 1992. [Jaw opening reflex: a new electrophysiologic method for objective assessment of trigeminal sensory disorders. I. Method and normal values]. *EEG EMG Z Elektroenzephalogr Elektromyogr Verwandte Geb*, 23 (4):184-189.
- Heyn H, Moran S, Hernando-Herraez I, Sayols S, Gomez A, Sandoval J, Monk D, Hata K, Marques-Bonet T, Wang L, Esteller M. 2013. DNA methylation contributes to natural human variation. *Genome Res*, 23 (9):1363-1372.
- Hugger A, Türp JC, Th. K. 2006. *Curriculum Orale Physiologie*. Berlin: Quintessenzverlag.
- Hugger A, Hugger S, Schindler HJ. 2008. Surface electromyography of the masticatory muscles for application in dental practice. Current evidence and future developments. *Int J Comput Dent*, 11 (2):81-106.
- Jüde HD, Kühle W, Rossbach A. 1996. *Einführung in die zahnärztliche Prothetik*. Deutscher Ärzte-Verlag.
- Kahl-Nieke B. 2010. *Einführung in die Kieferorthopädie*. Köln: Deutscher Zahnärzte-Verlag GmbH.
- Kahle W, Frotscher M. 2005. *Taschenatlas Anatomie in 3 Bänden*
- Nervensystem und Sinnesorgane*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Kilic N. 2010. Associations between upper lip activity and incisor position. *Aust Orthod J*, 26 (1):56-60.
- Kleine BU. 2000. Einfluss von Haltung und Ermüdung auf das Elektromyogramm des M. Trapezius: Untersuchungen zu Mehrstündiger Bildschirmarbeit unter isometrischen Bedingungen [Dissertation]. Jena: Friedrich-Schiller Universität.
- Kowalski A, Enck P. 2010. [Statistical methods: multiple significance tests and the Bonferroni procedure]. *Psychother Psychosom Med Psychol*, 60 (7):286-287.
- Kurtulmus H, Cotert S, Bilgen C, On AY, Boyacioglu H. 2009. The effect of a mandibular advancement splint on electromyographic activity of the submental and masseter muscles in patients with obstructive sleep apnea. *Int J Prosthodont*, 22 (6):586-593.
- Lapatki BG, Van Dijk JP, Jonas IE, Zwarts MJ, Stegeman DF. 2004. A thin, flexible multielectrode grid for high-density surface EMG. *J Appl Physiol* (1985), 96 (1):327-336.
- Lapatki BG, Oostenveld R, Van Dijk JP, Jonas IE, Zwarts MJ, Stegeman DF. 2006. Topographical characteristics of motor units of the lower facial musculature revealed by means of high-density surface EMG. *J Neurophysiol*, 95 (1):342-354.
- Lavigne GJ, Rompre PH, Poirier G, Huard H, Kato T, Montplaisir JY. 2001. Rhythmic masticatory muscle activity during sleep in humans. *J Dent Res*, 80 (2):443-448.
- Leonhart R. 2013. *Lehrbuch Statistik - Einstieg und Vertiefung*. Bern: Verlag Hans Huber.
- Liem T. 2003. *Praxis der kraniosakralen Osteopathie*. Stuttgart: Hippokrates.
- Lippert H. 2000. *Lehrbuch Anatomie*. München: Urban & Fischer Verlag.
- Lund JP. 1991. Mastication and its control by the brain stem. *Crit Rev Oral Biol Med*, 2 (1):33-64.
- Mazzeto MO, Hotta TH, Mazzetto RG. 2009. Analysis of TMJ vibration sounds before and after use of two types of occlusal splints. *Braz Dent J*, 20 (4):325-330.

- Michael T. 2008. Oberflächen-EMG-Interferenzmapping beim M. temporalis während isometrischer Kontraktion bei verschiedenen gerichteten Bewegungsintensitionen des Unterkiefers [Dissertation]. Jena: Friedrich-Schiller Universität.
- Mioche L, Bourdiol P, Martin JF, Noel Y. 1999. Variations in human masseter and temporalis muscle activity related to food texture during free and side-imposed mastication. *Arch Oral Biol*, 44 (12):1005-1012.
- Moller E. 1966. The chewing apparatus. An electromyographic study of the action of the muscles of mastication and its correlation to facial morphology. *Acta Physiol Scand Suppl*, 280:1-229.
- Muller F, Heath MR, Ferman AM, Davis GR. 2002. Modulation of mastication during experimental loosening of complete dentures. *Int J Prosthodont*, 15 (6):553-558.
- Mushimoto E. 1981. The role in masseter muscle activities of functionally elicited periodontal afferents from abutment teeth under overdentures. *J Oral Rehabil*, 8 (5):441-455.
- Osterlund C, Thornell LE, Eriksson PO. 2011. Differences in fibre type composition between human masseter and biceps muscles in young and adults reveal unique masseter fibre type growth pattern. *Anat Rec (Hoboken)*, 294 (7):1158-1169.
- Osterlund C, Liu JX, Thornell LE, Eriksson PO. 2013. Intrafusal myosin heavy chain expression of human masseter and biceps muscles at young age shows fundamental similarities but also marked differences. *Histochem Cell Biol*.
- Patzner J, Pfadenhauer K, Pfister R. 2004. Paradoxe Innervation der Kaumuskulatur bei ipsilateraler Hirnstammläsion. *Thieme eJournals*, 31 (4):200-202.
- Peyron MA, Blanc O, Lund JP, Woda A. 2004. Influence of age on adaptability of human mastication. *J Neurophysiol*, 92 (2):773-779.
- Rasch, Frieze, Hofmann, Naumann. 2010a. Quantitative Methoden 1
Einführung in die Statistik für Psychologen und Sozialwissenschaftler. Heidelberg: Springer.
- Rasch, Frieze, Hofmann, Naumann. 2010b. Quantitative Methoden 2
Einführung in die Statistik für Psychologen und Sozialwissenschaftler. Springer.
- Rohida NS, Bhad W. 2010. A clinical, MRI, and EMG analysis comparing the efficacy of twin blocks and flat occlusal splints in the management of disc displacements with reduction. *World J Orthod*, 11 (3):236-244.
- Schindler HJ, Hellmann D, Giannakopoulos NN, Eiglsperger U, van Dijk JP, Lapatki BG. 2014. Localised task-dependent motor-unit recruitment in the masseter. *J Oral Rehabil*, 41 (7):477-485.
- Schmidt RF, Lang F, Heckmann M. 2010. Physiologie des Menschen mit Pathophysiologie. Heidelberg: Springer-Verlag.
- Scholle HC, Schumann NP, Anders C. 1994. Quantitative-topographic and temporal characterization of myoelectrical activation patterns: new diagnostic possibilities in neurology, physiotherapy and orthopaedics. *Funct Neurol*, 9 (1):35-45.
- Scholle HC, Schumann NP, Anders C, Mey E. 1992. [Quantitative topographic characterization of the myoelectric activity distribution of the masseter muscle: mapping of spectral EMG parameters]. *EEG EMG Z Elektroenzephalogr Elektromyogr Verwandte Geb*, 23 (3):115-120.
- Scholle HC, Biedermann F, Arnold D, Jinnah HA, Grassme R, Schumann NP. 2005. A surface EMG multi-electrode technique for characterizing muscle activation patterns in mice during treadmill locomotion. *J Neurosci Methods*, 146 (2):174-182.
- Scholle HC, Schumann NP, Biedermann F, Stegeman DF, Grassme R, Roeleveld K, Schilling N, Fischer MS. 2001. Spatiotemporal surface EMG characteristics from rat triceps brachii muscle during treadmill locomotion indicate selective recruitment of functionally distinct muscle regions. *Exp Brain Res*, 138 (1):26-36.
- Scholle HC, Jinnah HA, Arnold D, Biedermann FH, Faenger B, Grassme R, Hess EJ, Schumann NP. 2010. Kinematic and electromyographic tools for characterizing movement disorders in mice. *Mov Disord*, 25 (3):265-274.
- Schumacher GH. 1961. Funktionelle Morphologie der Kaumuskulatur. Jena: Gustav-Fischer-Verlag.
- Schumann NP. 2010. Kennzeichnung funktionsabhängiger intramuskulärer Koordinationsmuster mittels Oberflächen-EMG-Interferenzmapping bei gesunden Probanden und im Tierexperiment. Jena: Friedrich-Schiller-Universität Jena.

- Schumann NP, Nebrich A. 1985. Quantitative elektromyographische Untersuchungen der Kaumuskeln in Ruhe und unter psychischer Belastung bei gesunden Probanden und Patienten mit einem Kiefergelenkdysfunktionssyndrom [Dissertation]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
- Schumann NP, Zwiener U, Nebrich A. 1988a. Personality and quantified neuromuscular activity of the masticatory system in patients with temporomandibular joint dysfunction. *J Oral Rehabil*, 15 (1):35-47.
- Schumann NP, Witte H, Glaser S, Zwiener U. 1988b. Das topographische EMG-Verteilungsmuster des M. masseter bei verschiedenen Funktionen durch EMG-Mapping. In: Schumacher GH, Fanghänel J, A. B, Hrsg. *Oral-Anatomie*. Rostock: Universitätsverlag.
- Schumann NP, Witte H, Scholle HC, Zwiener U. 1991. Spektrales EMG-Mapping am M. masseter: Topographie der EMG-Aktivität in Abhängigkeit von der Muskelfunktion. In: Harzer W, Hrsg. *Kieferorthopädischer Gewebeumbau*. Berlin: Quintessenz-Verlag, 191-197.
- Schumann NP, Scholle HC, Anders C, Mey E. 1992. [Mapping spectral EMG parameters of the masseter muscle in normal probands under defined loads]. *EEG EMG Z Elektroenzephalogr Elektromyogr Verwandte Geb*, 23 (3):121-126.
- Schumann NP, Scholle HC, Anders C, Mey E. 1994. A topographical analysis of spectral electromyographic data of the human masseter muscle under different functional conditions in healthy subjects. *Arch Oral Biol*, 39 (5):369-377.
- Schumann NP, Biedermann FH, Kleine BU, Stegeman DF, Roeleveld K, Hackert R, Scholle H. 2002. Multi-channel EMG of the M. triceps brachii in rats during treadmill locomotion. *Clin Neurophysiol*, 113 (7):1142-1151.
- Schumann NP, Biedermann FH, Arnold D, Jinnah HA, Grassme R, Fischer MS, Scholle HC. 2006. Treadmill locomotion in normal mice-Step related multi-channel EMG profiles of thigh muscles. *Pathophysiology*, 13 (4):245-255.
- Schupp W, Boisserée W. 2016. *Neuroanatomische Grundlagen des kraniomandibulären Systems*
- Die Basalganglien. *Manuelle Medizin* 2016. Berlin: Springer-Verlag, 205-211.
- Sforza C, Tartaglia GM, Lovecchio N, Ugolini A, Monteverdi R, Gianni AB, Ferrario VF. 2009. Mandibular movements at maximum mouth opening and EMG activity of masticatory and neck muscles in patients rehabilitated after a mandibular condyle fracture. *J Craniomaxillofac Surg*, 37 (6):327-333.
- Slager GE, Otten E, van Eijden TM, van Willigen JD. 1997. Mathematical model of the human jaw system simulating static biting and movements after unloading. *J Neurophysiol*, 78 (6):3222-3233.
- Speckmann E-J, Hescheler J, Köhling R. 2008. *Physiologie*. München: Elsevier GmbH.
- Stalberg E, Eriksson PO. 1987. A scanning electromyographic study of the topography of human masseter single motor units. *Arch Oral Biol*, 32 (11):793-797.
- Stalberg E, Eriksson PO, Antoni L, Thornell LE. 1986. Electrophysiological study of size and fibre distribution of motor units in the human masseter and temporal muscles. *Arch Oral Biol*, 31 (8):521-527.
- Stelzenmüller W, Umstadt H, Weber D, Goenner-Oezkan V, Kopp S, Lisson J. 2016. Evidence - The intraoral palpability of the lateral pterygoid muscle - A prospective study. *Ann Anat*, 206:89-95.
- Stelzenmüller W, Kopp S. 2010. Auswirkungen von Blockaden im Sakroiliakgelenk und deren Therapie auf kraniomandibuläre Dysfunktionen (im EMG) - Eine prospektive klinische Pilotstudie. *Inf Orthod Kieferorthop*, 42 (1):41-48.
- Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Kern M, Heydecke G, Wolfart S. 2011. *Curriculum Prothetik Band 1*. Berlin: Quintessenz Verlag GmbH.
- Tecco S, Tete S, D'Attilio M, Perillo L, Festa F. 2008. Surface electromyographic patterns of masticatory, neck, and trunk muscles in temporomandibular joint dysfunction patients undergoing anterior repositioning splint therapy. *Eur J Orthod*, 30 (6):592-597.
- Tsai CM, Chou SL, Gale EN, McCall WD, Jr. 2002. Human masticatory muscle activity and jaw position under experimental stress. *J Oral Rehabil*, 29 (1):44-51.
- Tschernitschek H, Stempel J, Scheller H. 1999. Elektromyographische Untersuchungen zuschleimhaut- und implantatgelagertem Zahnersatz. *Implantologie* 7 1:53.

- Turker KS. 2002. Reflex control of human jaw muscles. *Crit Rev Oral Biol Med*, 13 (1):85-104.
- Turker KS, Jenkins M. 2000. Reflex responses induced by tooth unloading. *J Neurophysiol*, 84 (2):1088-1092.
- Vahle-Hinz K, Clauss J, Seeher WD, Wolf B, Rybczynski A, Ahlers M. 2009. Development of a wireless measuring system for bruxism integrated into occlusal splints. *J CranioMand Func* 1, 2:125-135.
- Vianna-Lara MS, Caria PH, Tosello Dde O, Lara F, Amorim MM. 2009. Electromyographic activity of masseter and temporal muscles with different facial types. *Angle Orthod*, 79 (3):515-520.
- Wang K, Arendt-Nielsen L, Jensen T, Svensson P. 2004. Reduction of clinical temporomandibular joint pain is associated with a reduction of the jaw-stretch reflex. *J Orofac Pain*, 18 (1):33-40.
- Weiß C. 2010. *Basiswissen Medizinische Statistik*. Heidelberg: Springer Medizin Verlag.
- Willson JD, Petrowitz I, Butler RJ, Kernozek TW. 2012. Male and female gluteal muscle activity and lower extremity kinematics during running. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 27 (10):1052-1057.
- Wozniak K, Szyszka-Sommerfeld L, Lichota D. 2015. The electrical activity of the temporal and masseter muscles in patients with TMD and unilateral posterior crossbite. *Biomed Res Int*, 2015:259372.
- Yasuda CL, Costa AL, Franca M, Jr., Pereira FR, Tedeschi H, de Oliveira E, Cendes F. 2010. Postcraniotomy temporalis muscle atrophy: a clinical, magnetic resonance imaging volumetry and electromyographic investigation. *J Orofac Pain*, 24 (4):391-397.
- Yotsuya M, Sato T, Kawamura S, Furuya E, Saito F, Hisanaga R, Onodera K. 2009. Electromyographic response in inferior head of human lateral pterygoid muscle to anteroposterior postural change during opening and closing of mouth. *Bull Tokyo Dent Coll*, 50 (4):191-198.
- Yven C, Bonnet L, Cormier D, Monier S, Mioche L. 2006. Impaired mastication modifies the dynamics of bolus formation. *Eur J Oral Sci*, 114 (3):184-190.
- Zöfel P. 2003. *Statistik für Psychologen im Klartext*. Pearson Studium.

10 Anhang

10.1 Danksagung

Bedanken möchte ich mich bei Prof. Dr. med. Hans-Christoph Scholle, meinem Betreuer PD Dr. med. habil. Nikolaus P. Schumann und Herrn Dr. rer. nat. Roland Grassme für die hilfreiche Unterstützung bei der Erstellung meiner Doktorarbeit. Mein Dank gilt auch Frau Dr. Arnold und Herrn Dr. Engel für das Überlassen der von ihnen ermittelten Daten.

Desweiteren möchte ich mich bei meinem Mann Christoffer, meinen Eltern Kerstin und Rainer und meinem Bruder Franz für ihre Unterstützung bedanken.

10.2 Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: PD Dr. med. habil. Nikolaus P. Schumann,

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Ort, Datum

Unterschrift des Verfassers